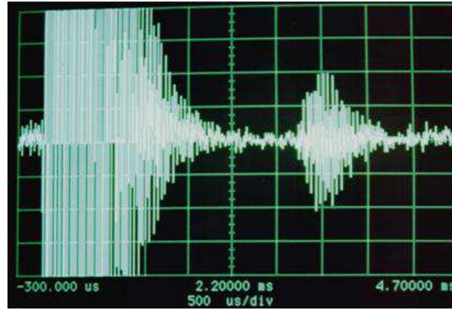
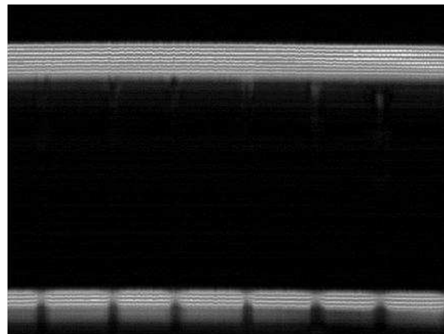
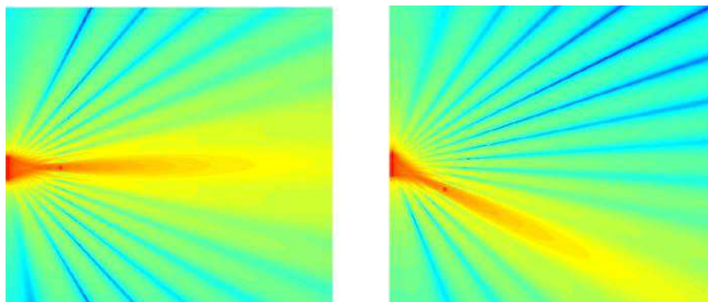


Clases de Aplicaciones Industriales del Ultrasonido y Ultrasonido para Uso Médico



Angel C. Veca



Primera Edición
2018

Clases de Aplicaciones Industriales del Ultrasonido y Ultrasonido para Uso Médico

Angel C. Veca
Dr. en Ingeniería
Profesor Titular
Instituto de Automática
Departamento de Electrónica y Automática
Facultad de Ingeniería
Universidad Nacional de San Juan

Primera Edición
2018

Clases de Aplicaciones Industriales de Ultrasonido y Ultrasonido para Uso Médico
Angel C. Veca

Veca, Angel César
Clases de aplicaciones industriales del ultrasonido y ultrasonido para uso médico / Angel César Veca. - 1a ed . - San Juan : Angel César Veca, 2018.
Libro digital, PDF

Archivo Digital: descarga y online
ISBN 978-987-42-7400-7

1. Acústica. 2. Biosensores. 3. Barrera del Sonido. I. Título.
CDD 534.3



Diseño de la Portada: Angel C. Veca
Imagen superior, Registro analógico de un eco en aire.
Imagen media: B-scan de una probeta de taladros horizontales.
Imagen inferior: Simulación del campo acústico de un array de cuatro elementos.

Revisión ortográfica y sintaxis: Mercedes I. González

Libro de edición argentina

Esta obra se terminó de compilar el 7 de marzo de 2018 en el Laboratorio Tecnológico Control y Robótica – INAUT
Facultad de Ingeniería, UNSJ, Av. Libertador 1109 Oeste, San Juan - Argentina

El autor

Nació en la ciudad de Buenos Aires el 16 de abril de 1951. Ingeniero en Electrónica (1987) y Doctor en Ingeniería (2005). Títulos otorgados por la Facultad Regional Mendoza, Universidad Tecnológica Nacional (UTN). Durante el periodo 1983 y 1991 trabajó en el Laboratorio de Bio-instrumentación de la Cátedra de Física Biológica, Facultad de Ciencias Médicas, Universidad Nacional de Cuyo, en el diseño de instrumentación analógica y en la reducción de ruido en registros biológicos, mediante el uso de técnicas adaptables. Entre los años 2006 y 2010 estuvo a cargo de la cátedra de Ensayos no Destructivos, de la carrera Ingeniería Civil, Facultad Regional Mendoza, UTN. Actualmente, en el área de docencia, se desempeña como Prof. Titular en el Departamento de Electrónica y Automática de la UNSJ estando a cargo de las cátedras: Aplicaciones Industriales del Ultrasonido y Ultrasonido para Uso Médico. Las tareas de investigación las lleva a cabo en el Instituto de Automática, UNSJ. Entre los años 1992 y 2006 se dedicó al estudio de la detección de ecos, en ambientes altamente reflexivos bajo severas condiciones de saturación, para aplicarlos en los ensayos no destructivos con ultrasonido. En el año 1997 participó en la Habana, Cuba, como representante de Argentina, en la creación de la Red Iberoamericana de Tecnologías Ultrasónicas (RITUL), en el marco del CYTED, España. Dentro de ese contexto, tuvo activa participación en el proyecto Iberoamericano “Métodos Avanzados de Generación de Imágenes Acústicas”. En el periodo 2010 – 2014 trabajó en el área de vehículos aéreos para aplicaciones de agricultura de precisión. A partir del año 2015 concentró sus esfuerzos en el área de la docencia universitaria. Dentro de éste contexto, escribió y publicó en formato digital obras; la primera en el año 2014 "Filtros Analógicos: clásicos, basados en Capacitor Conmutado y con FPAA". La segunda, en el año 2016, “Ultrasonido para Ingenieros y Estudiantes de ingeniería”. Desde el año 2013 es coordinador en la Comisión de Trabajos Finales de la carrera de Ingeniería Electrónica y miembro titular de las Comisiones de Seguimiento del Plan de Estudios y de Acreditación, ambas de la carrera de Ingeniería Electrónica, Departamento de Electrónica y Automática, Facultad de Ingeniería Universidad Nacional de San Juan. En año 2014, dentro del marco de la Escuela Argentina de Micro Nanoelectrónica, Tecnología y Aplicaciones, Facultad Regional Mendoza, UTN dictó el curso de posgrado “Arreglos Analógicos Configurados por Campo (FPAA). Paralelo a la actividad universitaria, desde el año 2005, se dedica activamente al ámbito aero-deportivo. Miembro de la comisión directiva del Centro de Aviación Civil San Juan (CACSJ) y de la Federación Argentina de Aeromodelismo (FAA). Miembro de la Asociación Argentina de Ensayos no Destructivos y Estructurales (AAENDE), del Grupo Latinoamericano de Emisión Acústica (GLEA) y de la Asociación Argentina de Aviación Experimental (EAA). Los temas actuales de

interés son: perfiles aerodinámicos para bajos números de Reynolds, sistemas analógicos auto configurables y procesos hidro-acústicos.

http://quazarv.inaut.unsj.edu.ar/personal/investigadores?&per_page=20
aveca@inaut.unsj.edu.ar

Otras obras del autor

Angel Veca, Ernesto Accolti. Ultrasonido para Ingenieros y Estudiantes de Ingeniería. . Ed. Angel Veca, 2016. http://dea.unsj.edu.ar/ultrasonido

Angel Veca, Alberto Lage, Mario Ruíz. Filtros Analógicos: clásicos, basados en Capacitor Conmutado y con FPAA. Ed. Angel Veca, 2014. http://dea.unsj.edu.ar/sredes/

Angel Veca. Análisis, modelación y caracterización de la zona ciega del transductor receptor, para optimizar sistemas de ultrasonido en régimen impulsivo. Editorial Universidad Nacional de San Juan, 2005.

Contenido

Prólogo de Editor

Esta obra surge del material de clase elaborado durante los años 2016 y 2017 para el dictado de las materias: Aplicaciones Industriales del Ultrasonido y Ultrasonido para Uso Médico, de las carreras de Ingeniería Electrónica y Bioingeniería respectivamente, dictadas en el Departamento de Electrónica y Automática, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de San Juan.

Se trata de transparencias que resumen los contenidos teóricos y prácticos del ultrasonido. Estos contenidos han sido elaborados a partir de la obra "Ultrasonidos para Ingenieros y Estudiantes de Ingeniería", bibliografía general de ambas cátedras, que se pueden obtenerse en forma gratuita en el sitio web: http://dea.unsj.edu.ar/ultrasonido (Biblioteca de cátedra).

Si bien el material ha sido elaborado de forma tal que resulte claro, el lector deberá apoyarse en la obra arriba citada para una mejor y rápida comprensión.

La obra está compuesta de 7 temas que se resumen a continuación:

Tema I: se hace una revisión histórica de los avances y aplicaciones del ultrasonido, mostrando en forma muy sintética los temas que se desarrollarán en los capítulos posteriores. Se tratan cuestiones básicas acerca de los tipos de ondas, de la reflexión y trasmisión del ultrasonido en diferentes medios materiales y biológicos. Surge el concepto de impedancia acústica y se repasan las bases físicas del efecto Doppler.

Tema II: se analizan los diferentes métodos de registro usados, tanto en las áreas de los ensayos no destructivos como en medicina. Se muestran los esquemas básicos de sistemas de emisión y recepción para las dos áreas, sentándose las bases de la ecografía industrial y de la ecografía médica. En el área de los ensayos no destructivos se analizan con detalle, dos sistemas de probada eficacia.

Tema III: se encuentra dividido en dos partes; la primera que se refiere a los transductores de ultrasonido de bajo nivel de potencia, se analizan todas sus características. Se hace una correspondencia física entre las lentes ópticas y las acústicas. En la segunda parte, se profundiza el concepto de array ultrasónico, se realiza una revisión de los métodos para el control de la focalización, tanto en emisión como en recepción. Se muestra cómo a partir de la simulación, se puede estimar y modificar las características del campo acústico en las cercanías del array.

Tema IV: se aborda el modelado de la señal de eco. Se presentan un número importante de variantes, tanto en el dominio del tiempo como en el de la frecuencia y se analizan las bases de la reducción de datos. Se da suma importancia al ambiente de simulación.

Tema V: trata el análisis de los datos dados por los fabricantes de transductores para aire, palpadores para ensayos no destructivos y para medicina. A lo largo de una serie de ejemplos, el lector aprende a estimar las características mínimas que debe cumplir el sistema de ultrasonido, para una aplicación específica.

Tema VI: se sientan las bases del efecto Doppler aplicado a la medicinal. A lo largo del mismo, se analizan los métodos y las arquitecturas para la generación y recepción de Doppler continuo y pulsado y, cómo se superpone la información de velocidad con la ecografía de referencia.

Tema VII: se presenta a los transductores ultrasónicos de potencia. Se parte del estudio de las características de los materiales cerámicos y metálicos que componen un transductor de este tipo. En función de las analogías mecano-acústicas-eléctricas se analizan los modelos clásicos y se sientan las bases para el diseño. Al final del capítulo se aborda el tema del sonar.

En toda la obra se hace especial hincapié en el empleo de la simulación como herramienta idónea, tanto en la faz de verificación de la teoría como en la del diseño. El software que se emplea debe tomarse como referencia, ya que no es único.

El lector interesado en esta área del conocimiento puede visitar la página web anteriormente citada donde encontrará gran cantidad y variedad de material bibliográfico, o escribirme a: aveca@inaut.unsj.edu.ar

Angel C. Veca
San Juan, Argentina, marzo de 2018



Aplicaciones Industriales del Ultrasonido
Ultrasonido de Uso Médico



Prof. Dr. Angel C. Veca

Marzo 2018

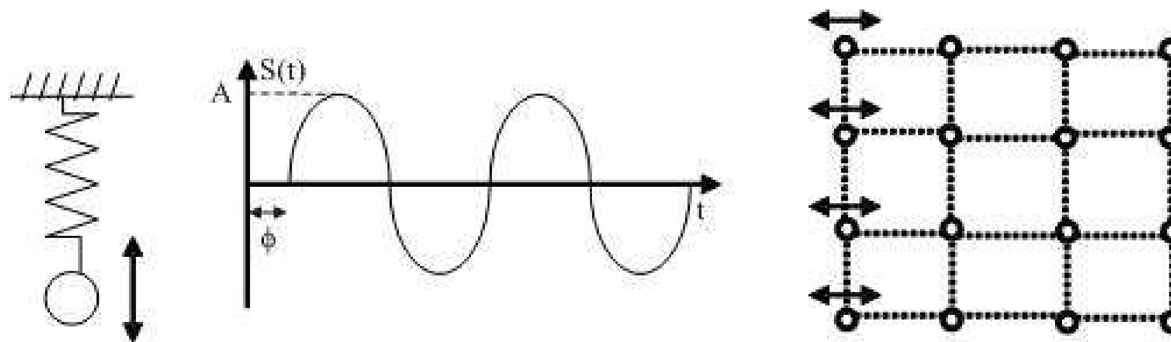
Tema I
Introducción

TEMARIO	

¿Qué se entiende por Ultrasonido?
Breve Introducción Histórica
El ultrasonido en la naturaleza
Síntesis de las bases de la Materia
Concepto de Impedancia Acústica
Concepto de interfaz
Coeficientes de Reflexión y Transmisión
Atenuación de la Energía Acústica
Formas de Ondas
Ley de Snell
Concepto de Efecto Doppler
Referencias

Que es el Ultrasonido (1)

El ultrasonido son ondas acústicas, es decir, **perturbaciones** de tipo **elástico**, que **se propagan** por todos los **medios materiales** mediante el movimiento armónico de sus moléculas. Se llama así, porque su frecuencia de oscilación está por encima de la frecuencia de las ondas audibles, esto es, **frecuencias superiores a 20kHz**. El límite superior no puede determinarse pues depende de la tecnología. En este contexto, actualmente se está trabajando a frecuencias superiores a los 100 MHz, (microscopía ultrasónica).



Tipo	Infrasonidos	Sonidos	Ultrasonidos
Frecuencia	0,0….1 Hz a 14,99 Hz	15 Hz a 19,99 KHz	20 KHz en adelante

Que es el Ultrasonido (2)

Ciertas aplicaciones utilizan la **potencia** de las ondas ultrasónicas para **transformar el medio** al que se aplican.

Nivel de Potencia	Bajo	Alto
Rango	>0,1 W/cm^2	0,1 W/cm^2 a KW/cm^2

Tal como ocurre en medicina donde son usados con fines terapéuticos como lo son la **hipertermia**, **litotricia**, etc





Que es el Ultrasonido (3)

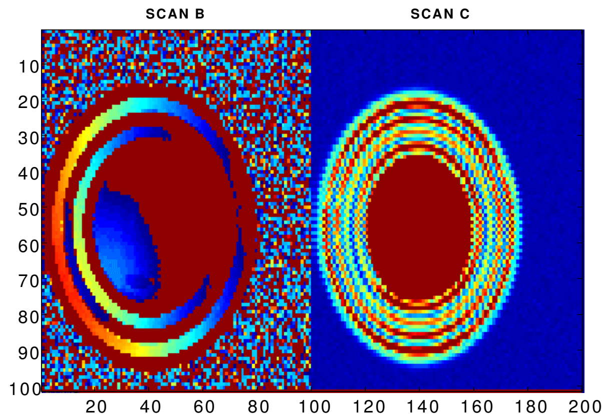
. En la industria, donde su uso más frecuente es para **activar procesos** de naturaleza física como filtros, **aglomerantes**, **destrucción de burbujas** en líneas industriales de embotellamiento de **bebidas gaseosas**. En la industria química para el control de la **aceleración de reacciones**. Así como también **limpieza** y **soldadura** de piezas, entre otros





Que es el Ultrasonido (4)

Otro campo de aplicación consiste en **interpretar** los **cambios producidos** en **las ondas** ultrasónicas a su **paso por el material**, permitiendo **deducir** las **características mecánicas** y/o **geométricas** de éste, para determinar las **propiedades físicas** de la **producción** y determinar la **existencia** de **defectos internos**, tales como **poros**, **grietas**, **calidad** de las **uniones**, etc. Este es el caso de los **ENSAYOS NO DESTRUCTIVOS (END)**.





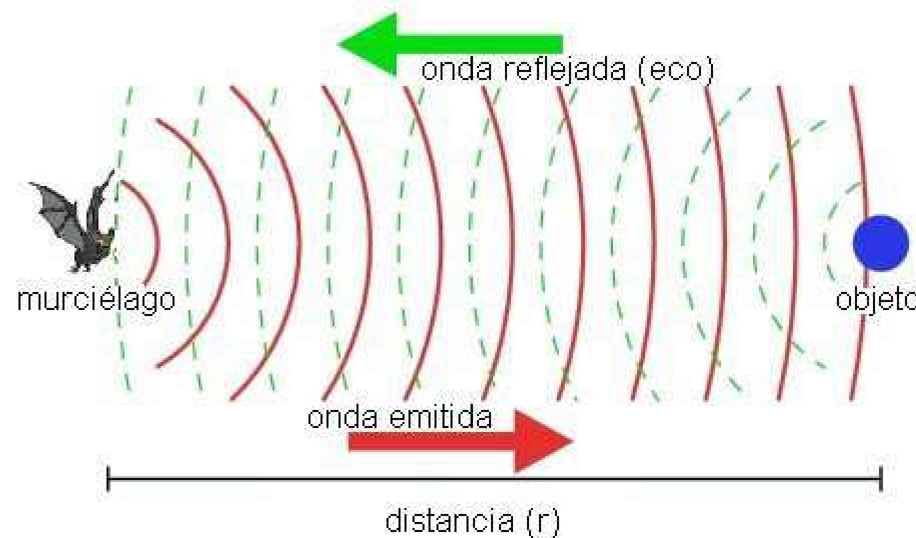
Es un campo ilimitado de aplicaciones ya que, actualmente se utiliza para el control de calidad en las industrias aeroespacial, nuclear, siderúrgica, naval, automotriz y de construcciones civiles.

Que es el Ultrasonido (5)

Como se desprende de lo anterior y de lo que se verá en este curso, el ultrasonido es una herramienta muy simple de emplear y sobre todo muy poderosa, ya que, **permitirá "ver"** donde le es **imposible** a la **visión** (normal o artificial) y **no producir cambios** en los **organismos vivientes** como sucede con los rayos X, dado que se trata de una **radiación no ionizante**.

Revisión Histórica (1)

1793 - L. Spallanzani estudió el **sorteo de obstáculos** de los murciélagos en la oscuridad.



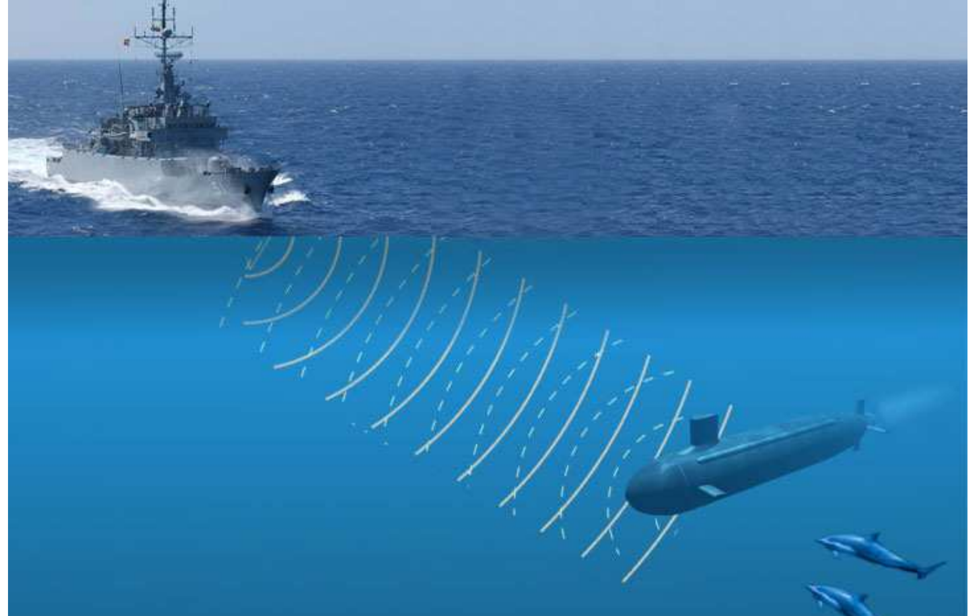
Revisión Histórica (2)

1823 - F. Galton. A él se le debió entre otras, el desarrollo del **primer emisor de ultrasonido** y las primeras pruebas con seres humanos y con animales para **determinar los umbrales de audición**, a frecuencias por debajo y por arriba de **20 kHz**.

1912 - Se sugiere el empleo del **ultrasonido para** la **detección de icebergs** después del hundimiento del **transatlántico inglés Titanic**.

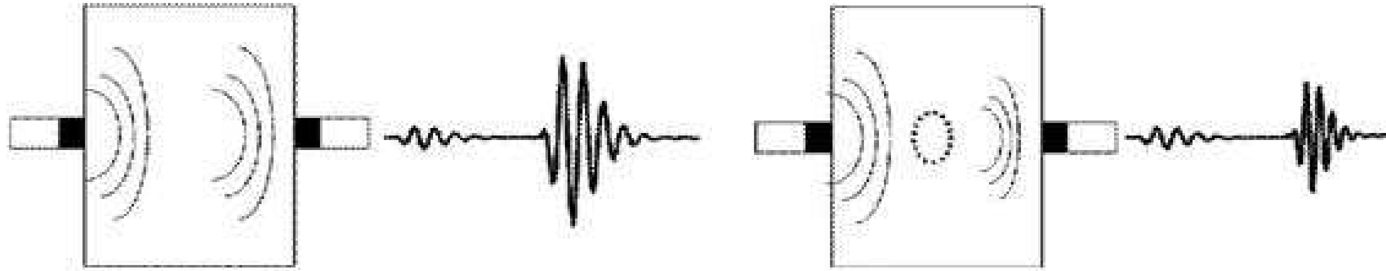
1914-1918 - P. Langevin desarrolla el primer transductor (hidrófono) **de cuarzo,** para estudios de **detección de submarinos. Fundando** el **método de Pulso-Eco** y por consiguiente **el Sonar.**





Revisión Histórica (3)

1929 - Se emplea el **ultrasonido** para **detectar presencia de heterogeneidades en materiales,** dando el primer paso al **método de transparencia y a los ensayos no destructivos con ultrasonidos (END US)**



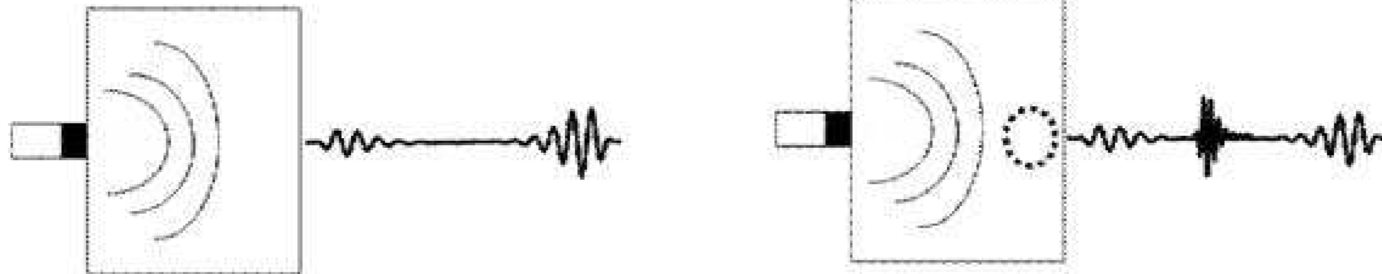
1939 - la tecnología electrónica da un paso fundamental, **nace el Radar, aportando innumerables mejoras al Sonar.**

1947 - Se **sientan** las **bases** de la **ecografía médica**. D. H. Howy construye partes de lo que seria el **primer ecógrafo bidimensional** para uso médico. El órgano a estudiar debía **sumergirse** en un **tanque con agua**.

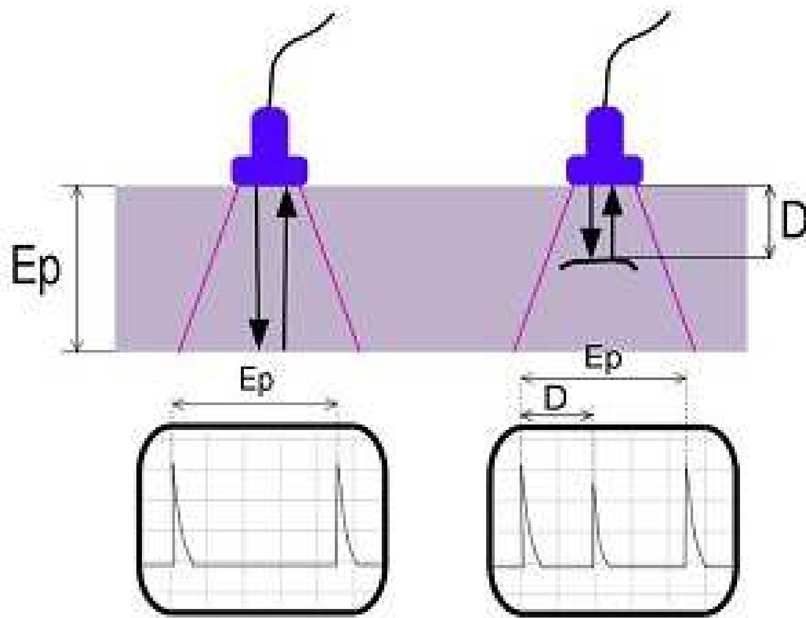


Revisión Histórica (4)

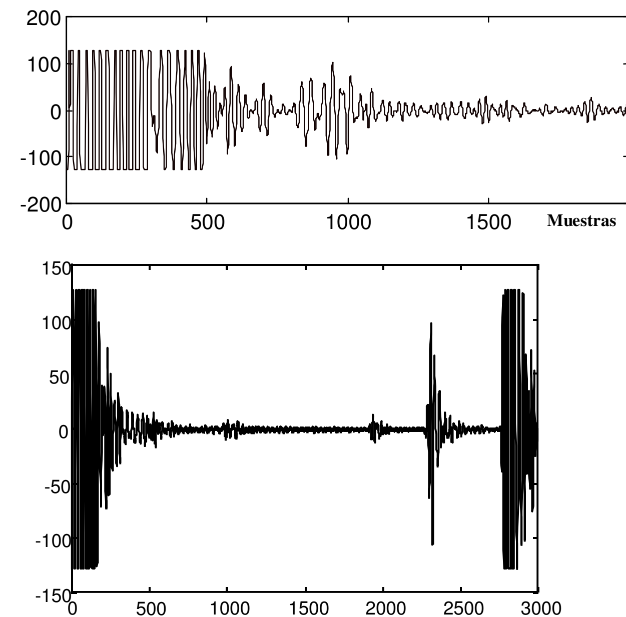
1948 - Se aplica **el principio** del **sonar** para la **detección** de **defectos** en **materiales**, iniciando la **técnica pulso-eco** en ensayos no destructivos. Concepto de A-scan



Esquema del método



Registros típicos de A-scan

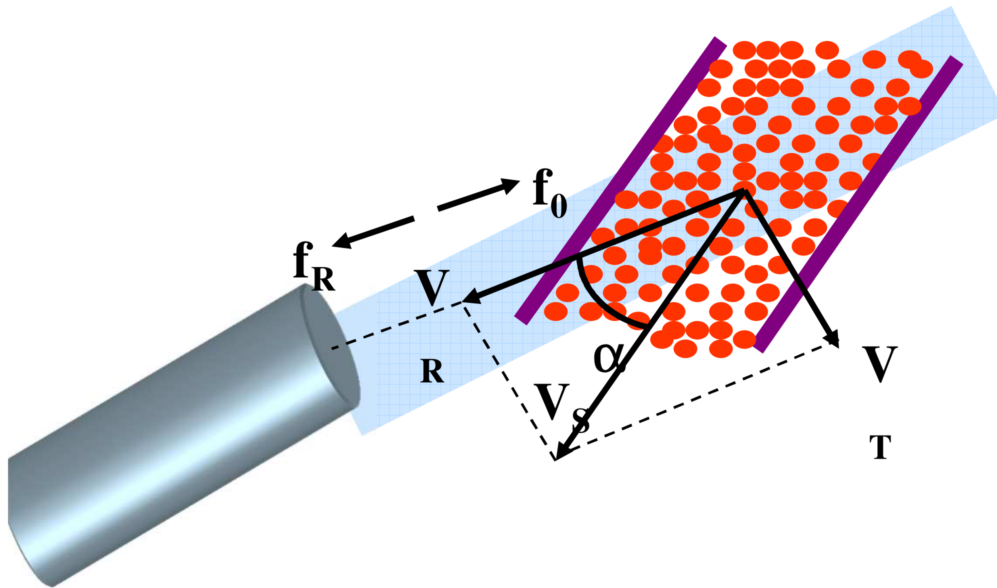


Revisión Histórica (5)

1955 – Se descubren las **propiedades piezoeléctricas** del **PZT**.

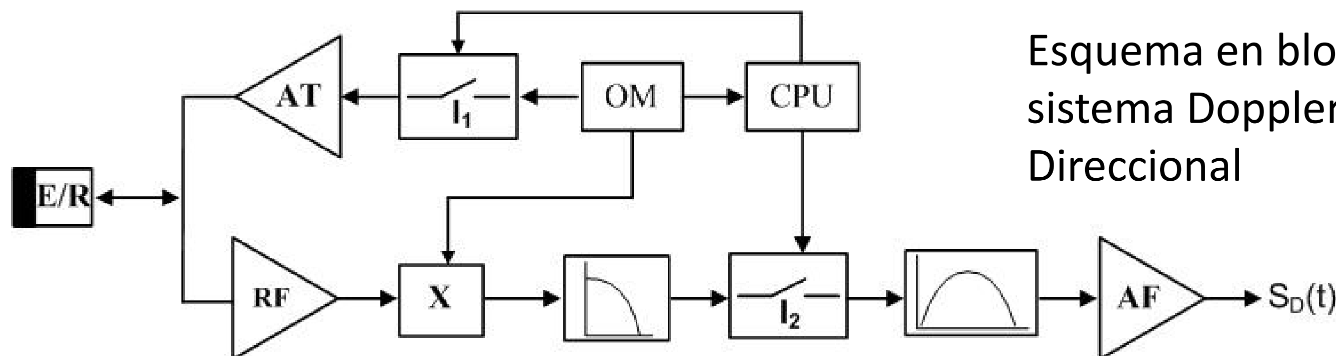
1957 – Se construyó un **escáner de contacto bidimensional**, **evitando** así la técnica de **inmersión**.

1959 – Se sienta las bases de la **velocimetría Doppler** en **ecografía**





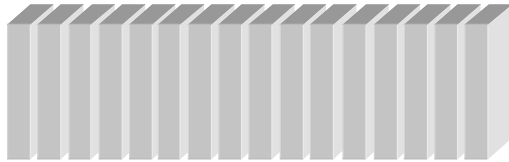
Registro de flujo

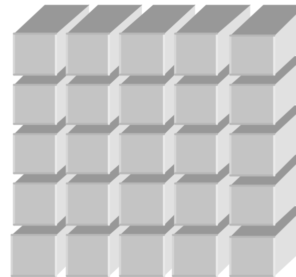


Esquema en bloques de un sistema Doppler Pulsado No Direccional

Revisión Histórica (6)

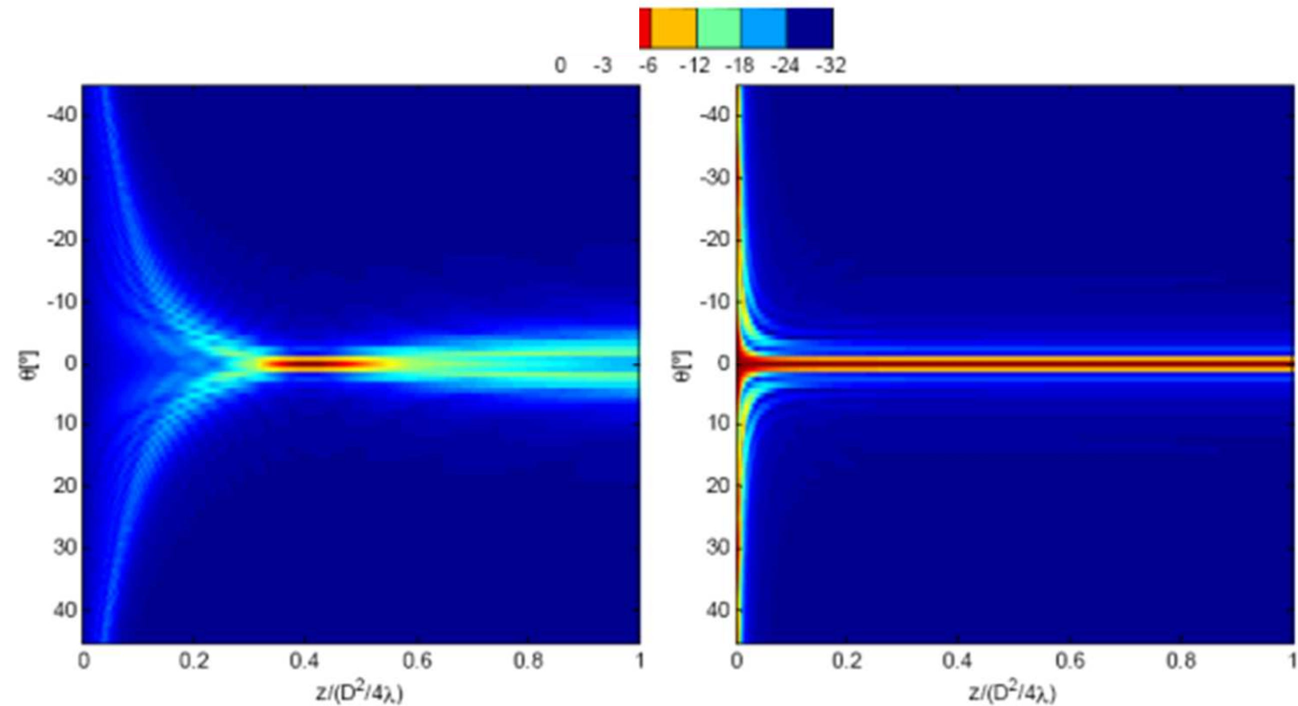
1971 - Se desarrolla el primer array lineal.





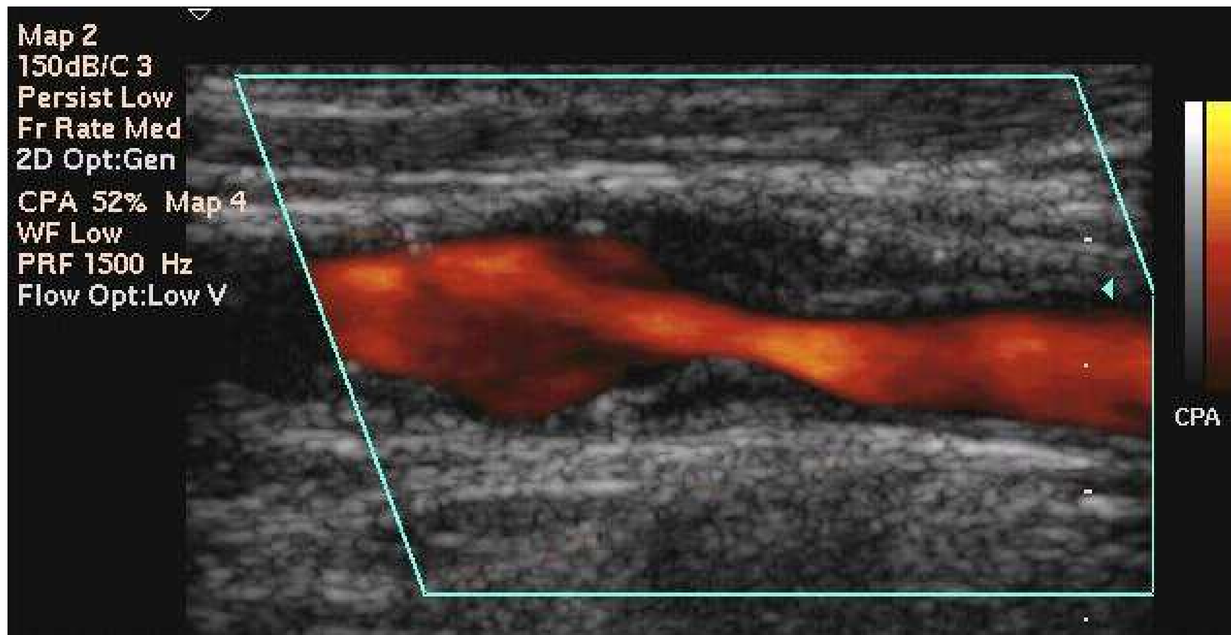
Esquema de un array cuadrado

Focalización electrónica sobre el eje axial



Revisión Histórica (7)

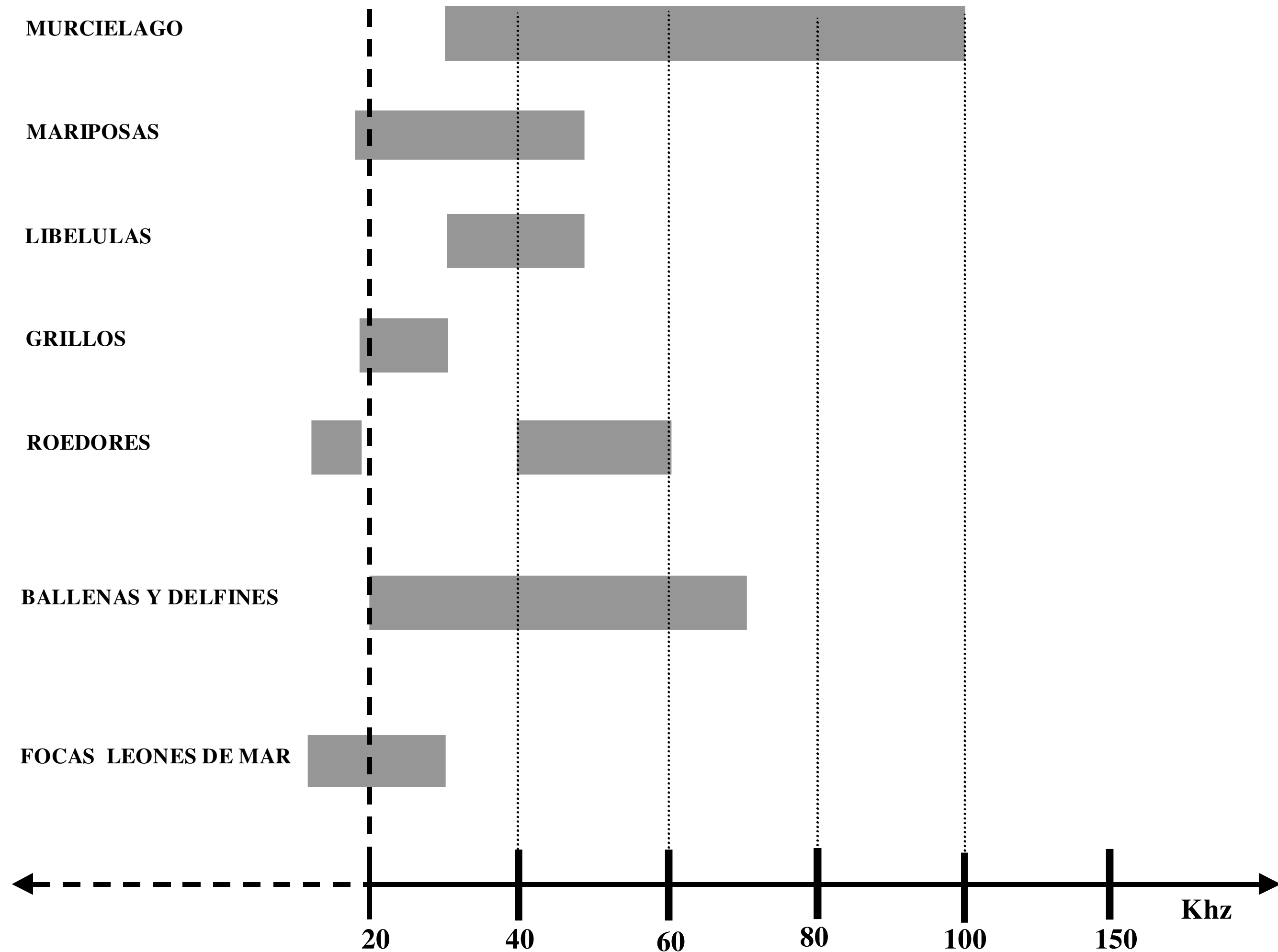
1983 - Se introduce al mercado el **primer Equipo de Doppler a Color**, que permitió **visualizar** en **tiempo real** y en **color** el **flujo sanguíneo**



Ultrasonido en la Naturaleza

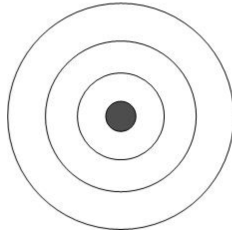
Espectro ultrasónico en la naturaleza

Rango: 18 kHz a 100 kHz

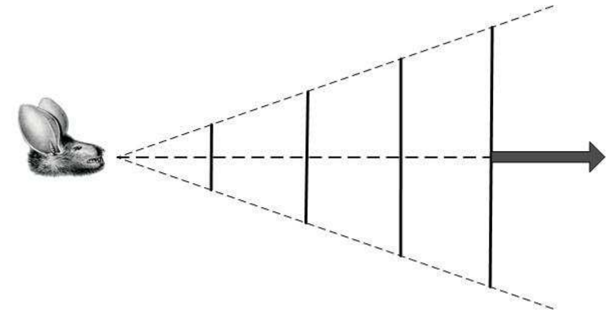


Síntesis de las Bases de la Materia (1)
Concepto de Pulso-eco (1)

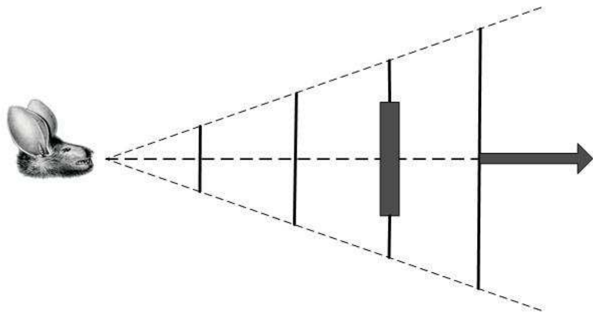
Fuente de emisión omnidireccional



Fuente de emisión direccional



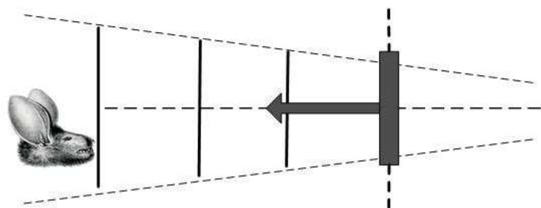
Proceso de emisión y recepción: Pulso-eco



$$v = \frac{d}{t}$$

Si c es la **velocidad** del **sonido** en el **medio**

$$c = \frac{d}{t}$$



Nos interesa conocer la **distancia**

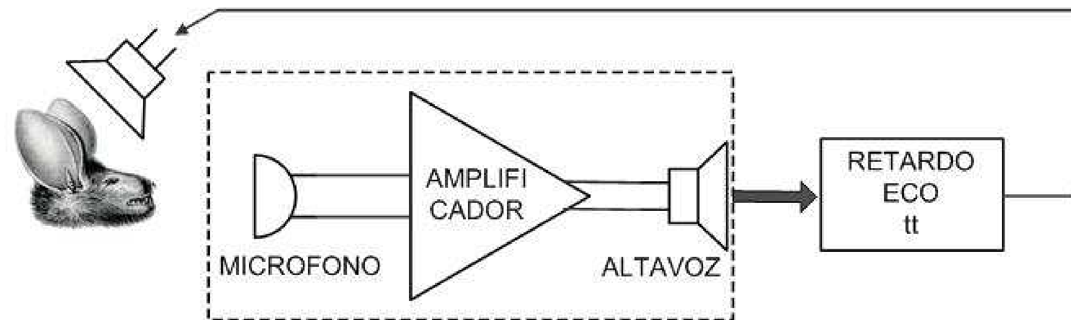
$$t = \frac{d}{c}$$

Tiempo de transito: tiempo de ida + de vuelta

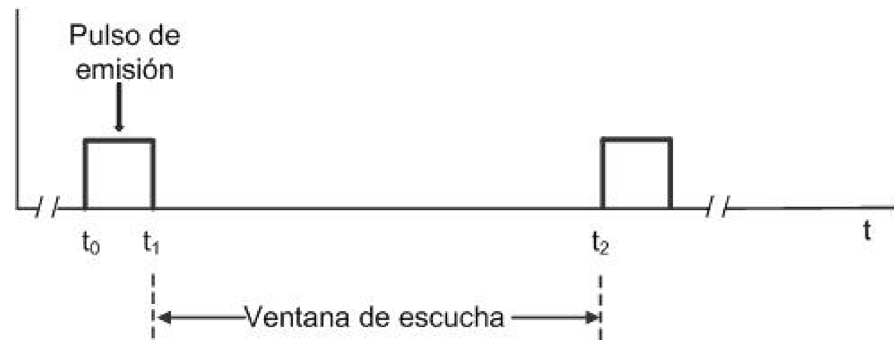
$$\boxed{tt = \frac{2d}{c}}$$

Síntesis de las Bases de la Materia (2)
Concepto de Pulso-eco (2)

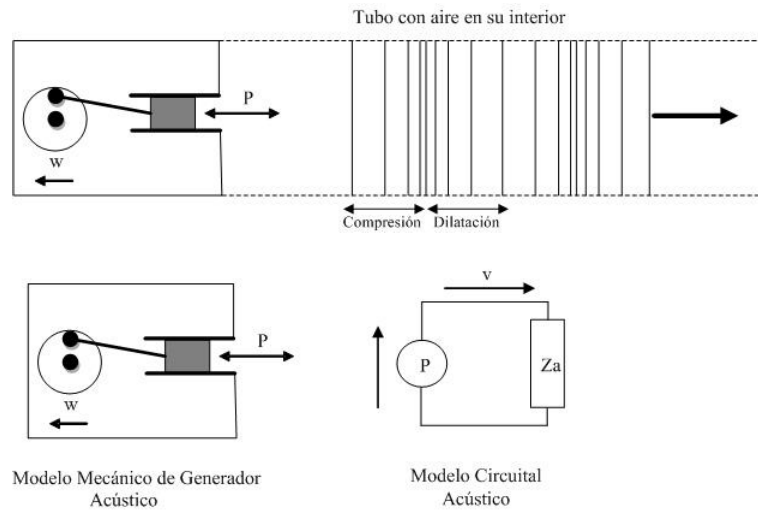
Modelo elemental del proceso de emisión-recepción

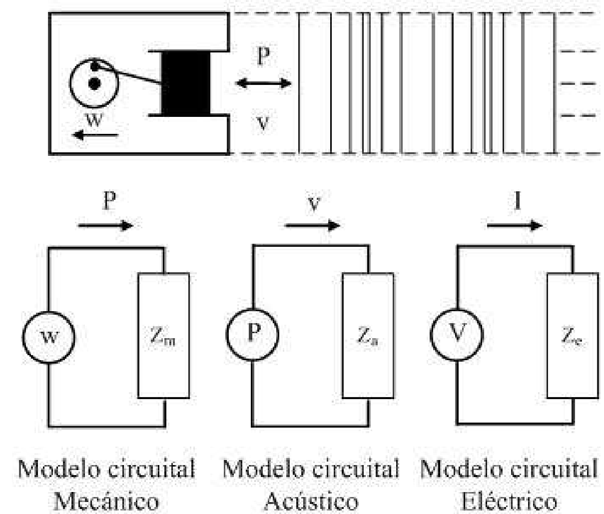


Secuencia emisión-recepción



Síntesis de las Bases de la Materia (3)
Propiedades del Medio (1)
Concepto de Impedancia Acústica (1)





Impedancia eléctrica

$$Ze = \frac{V}{I}$$

Por analogía

Impedancia acústica

$$Za = \frac{P}{v}$$

Unidades

$$[Z_a] = \frac{kg}{m^2 \cdot s}$$

Síntesis de las Bases de la Materia (4)
Propiedades del Medio (1)
Concepto de Impedancia Acústica (2)

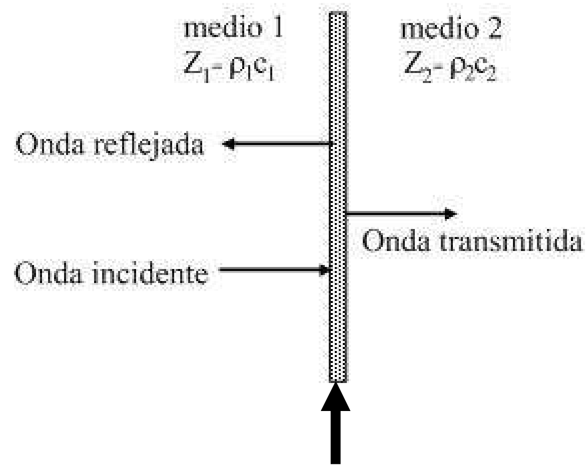
Medio	$\rho\left[Kgm^{-3}\right]$ $*10^3$	$c_L\left[\frac{m}{s}\right]$ $*10^3$	$c_T\left[\frac{m}{s}\right]$ $*10^3$	$Z\left[Kgm^{-2}s^{-1}\right]$ $*10^6$
Aire	1.2	0.335		0.0004
Agua	1.00	1.5		1.5
Resinas y Plásticos	1-1.5	1-2	1.1-1.4	2.8-3.6
Aceros	7-8	5.5-6	3.2	45
Aluminio	2.71	6.32	2.2-3.2	17.1
Bronce	7.4 – 8.9	4.4 – 4.98	2.34	32.5 – 44.5
Glicerina	1.26	1.92	1.92	2.4
Perspex (Acrílco)	1.18	2.73	1.43	3.2
Teflón	2.2	1.35		2.4
Tolueno	0.87	1.33		0.9 – 1.2
Aceites	0.9	1.2-1.7		1.2-1.7
Maderas	0.6-1	1.4		0.5-3
Vidrios	2.2 – 3.9	2.56 – 3.42	2.56-3.52	12.3 – 15.1
Tejidos humanos	1.06	1.54		1.63

$$Za = \frac{P}{v}$$

Reemplazando P y v

$$Za = \rho\, c$$

Síntesis de las Bases de la Materia (5)
Propiedades del Medio (2)
Coeficientes de Reflexión y Transmisión (1)



Interfaz: Cambio de medio

¿Qué porcentaje de la presión emitida se refleja retornando a la fuente y que porcentaje atraviesa la interfaz?

R, Coeficiente de Reflexión $R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 + Z_2}$

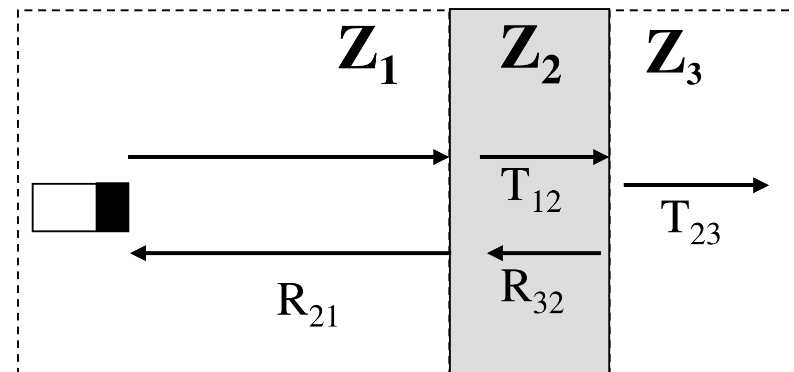
T, Coeficiente de Transmisión $T = \frac{2Z_2}{Z_1 + Z_2}$

Z_1, Impedancia Acústica del medio donde se propaga la onda incidente

Z_2, impedancia Acústica del medio donde se transmite la onda incidente

Ejemplo de tres medios

Dos interfaces



Síntesis de las Bases de la Materia (6)
Propiedades del Medio (2)
Coeficientes de Reflexión y Transmisión (2)

Ejemplo

Detección de bancos de peces. La impedancia acústica del tejido del pez es similar a la del agua. La pregunta es inmediata: ¿Cómo es posible la detección de peces? El sonar no detecta al pez en sí, lo que detecta es el aire en el interior de su vejiga natatoria. Para verificar esta aseveración, calculemos el coeficiente de reflexión de presión para una interfaz agua – aire, sabiendo que las respectivas impedancias acústicas son:

$$Z_{agua} = 1.5 \cdot 10^6 \frac{kg}{m^2 s}$$

$$Z_{hielo} = 2{,}95 \cdot 10^6 \frac{kg}{m^2 s}$$

por lo que:

$$R_p = \frac{428 - 1{,}5 \cdot 10^6}{428 + 1{,}5 \cdot 10^6} \cong -0{,}99$$

el 99% de la presión incidente se refleja en la interfaz

Ejemplo

Interfaz Agua-Músculo-Agua

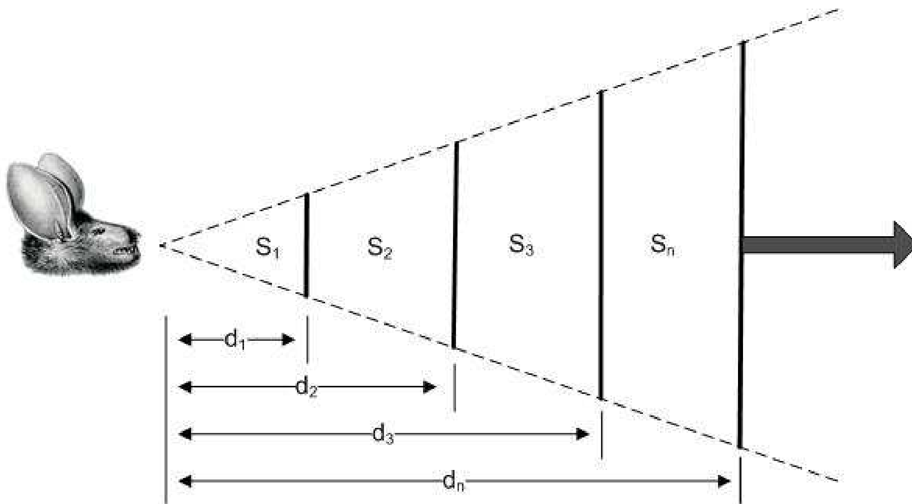
$$Z_{musculo} = 1{,}7 \cdot 10^6 \frac{kg}{m^2 s}$$

$$R_1 = \frac{0{,}2}{3.2} = 0{,}0625 \qquad R_2 = \frac{-0{,}2}{3.2} = -0{,}0625$$

$$T_1 = \frac{3{,}4}{3{,}2} = 1{,}06 \qquad T_2 = \frac{3}{3{,}2} = 0{,}938$$

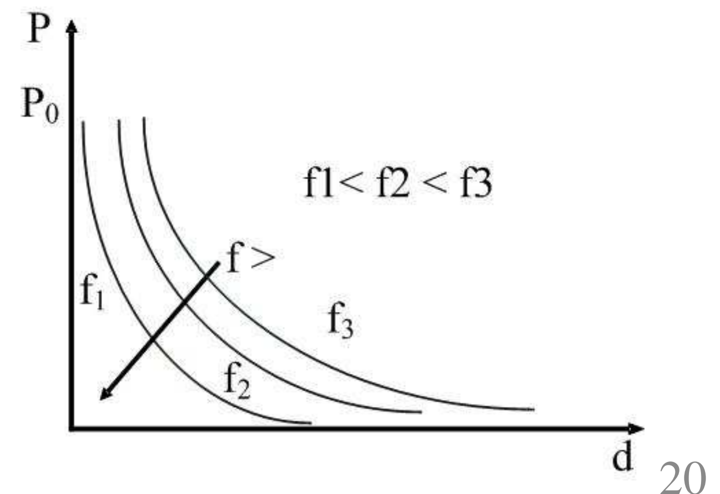
Síntesis de las Bases de la Materia (7)
Propiedades del Medio (3)
Atenuación de la Energía Acústica (1)

A medida que transcurre el tiempo, la **energía** acústica **emitida** se distribuye en una **superficie mayor**



$$P = P_o \frac{1}{d} e^{-\alpha d f^2}$$

Po es la presión de emisión, **d** la distancia recorrida total, α la constante de atenuación del medio y **f** la frecuencia de trabajo



Síntesis de las Bases de la Materia (8)
Propiedades del Medio (3)
Atenuación de la Energía Acústica (2)

Ejemplo de la atenuación en tejidos biológicos

TEJIDO	α[dB/cm]
Sangre	0.2
Músculo	1.5
Hueso	10.0
Grasa	0.6
Tejidos blandos	0.7

Valores típicos de ecografías:

Abdominal: 2.25 a 3 MHz

Ecocardiografía: 3.5 MHz

Pequeñas partes: 7.5 a 10 MHz

Ecocardiografía pediátrica: 5MHz

Síntesis de las Bases de la Materia (9)
Propiedades del Medio (4)
¿Que es lo que el murciélago no puede hacer?

1-Detectar una mariposa detrás de una hoja



2-Detectar una mariposa a una distancia mayor de 5 metros

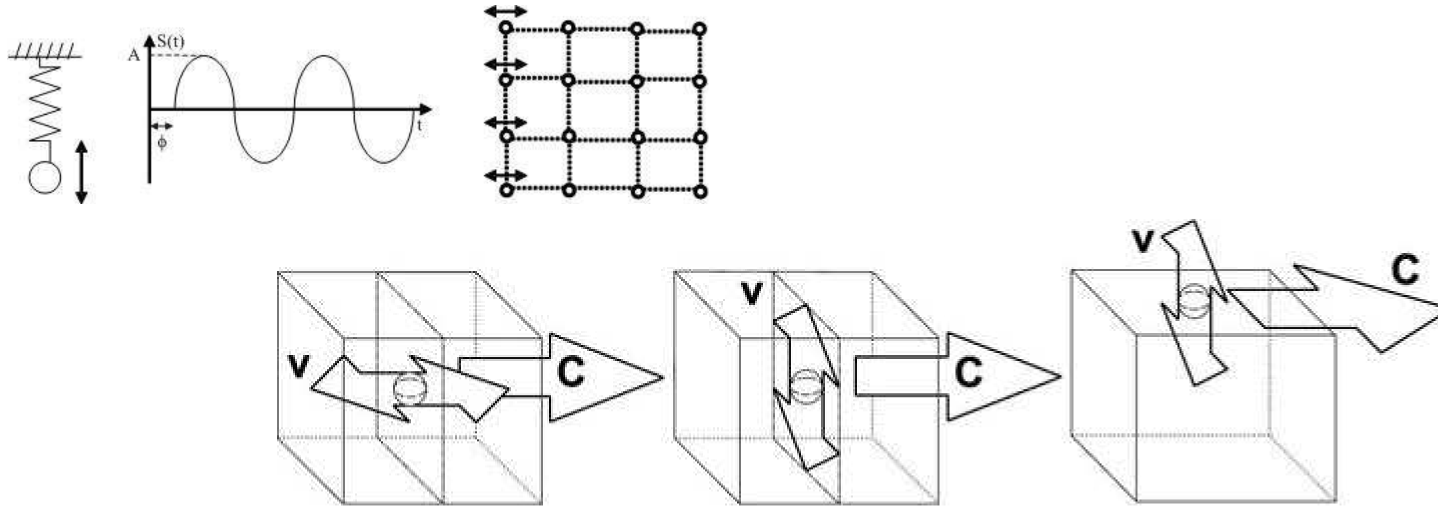
$$A_{total} = A_{ida} + A_{vuelta} + A_{reflexión}$$

$$\boxed{A_{total} > 60dB}$$

3- Focalizar el haz de ultrasonido

Tiene que mover la cabeza para orientar el haz de ultrasonido

Síntesis de las Bases de la Materia (10)
Naturaleza de las Ondas Ultrasónicas (1)
Tipos de Ondas Ultrasónicas



Ondas Longitudinales – Transversales - de Superficie



Simétricas – Anti simétricas

Ondas de Lamb – Transversales - de Superficie

Velocidad de propagación de las ondas Longitudinales

$$c = \lambda f$$

Síntesis de las Bases de la Materia (11)
Naturaleza de las Ondas Ultrasónicas (1)
Tipos de Ondas Ultrasónicas

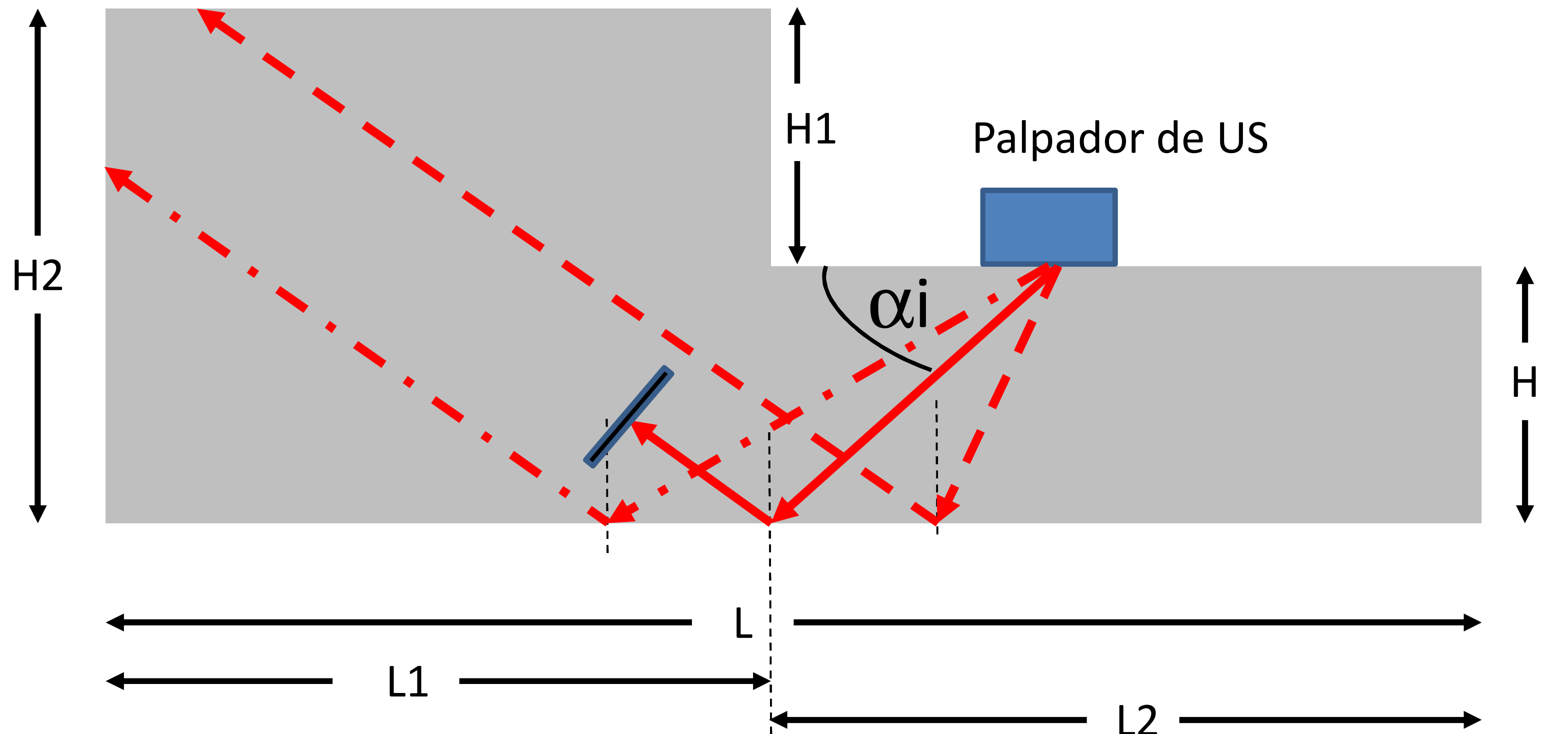
Ondas de Presión u Ondas P u Ondas Longitudinales, (L)
Se transmiten en medios sólidos, gases y fluidos

Ondas de Corte u Ondas S u Ondas Transversales, (T)
Se transmiten sólo en medios Sólidos.
Su velocidad de propagación es menor que el de las Ondas P

Ondas de Superficie
Se transmiten sólo por la superficie de sólidos

Ondas de Lamb
Cuando el espesor del material es inferior o del mismo orden de la longitud de onda de las ondas ultrasónicas

Síntesis de las Bases de la Materia (12)
Naturaleza de las Ondas Ultrasónicas (2)
Reflexión de Ondas Ultrasónicas (1)

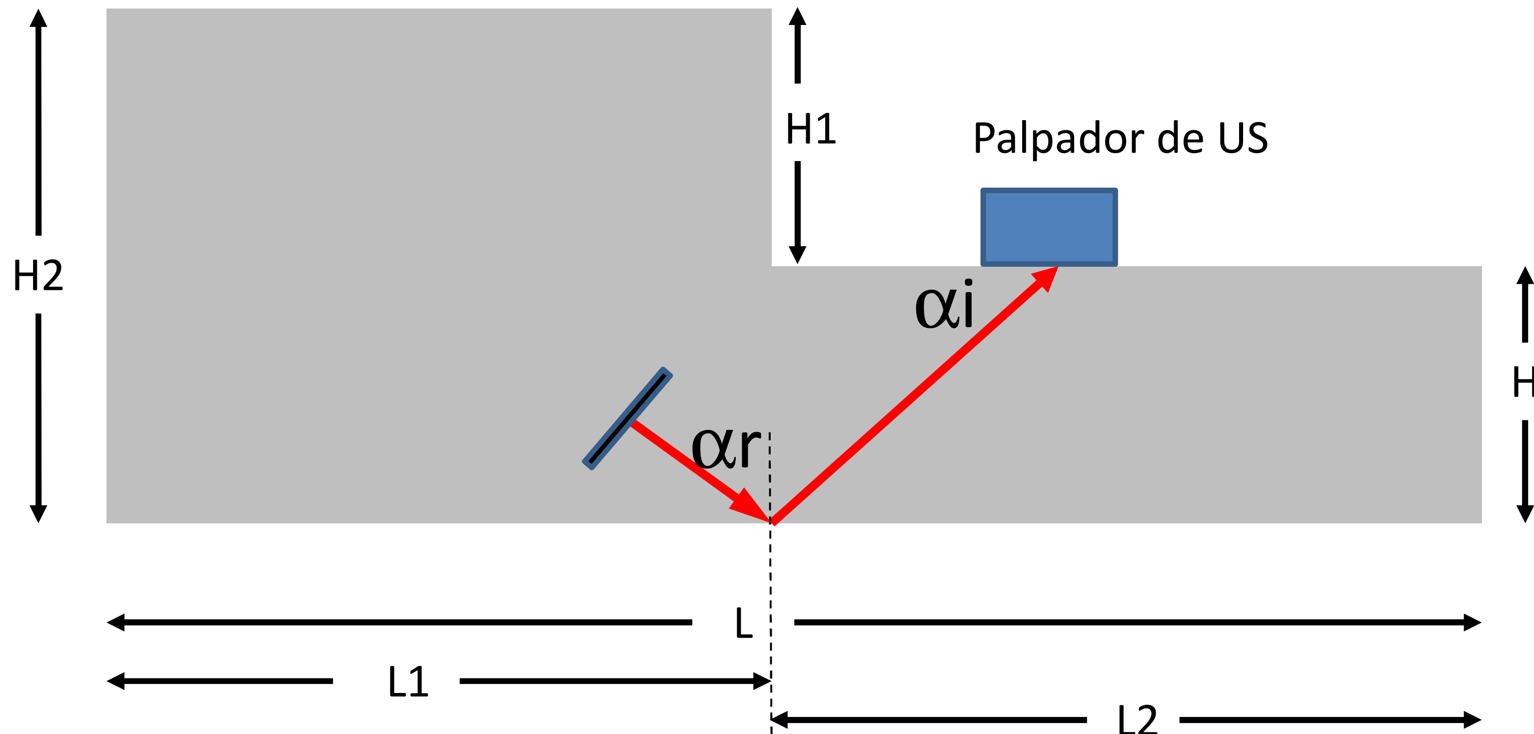


¿Cuál es el ángulo αi que tiene que formar el haz de ultrasonido para que se detecte un defecto plano?

H: conocido

H1, H2, L,L1 y L2 muy grandes

Síntesis de las Bases de la Materia (12)
Naturaleza de las Ondas Ultrasónicas (2)
Reflexión de Ondas Ultrasónicas (2)

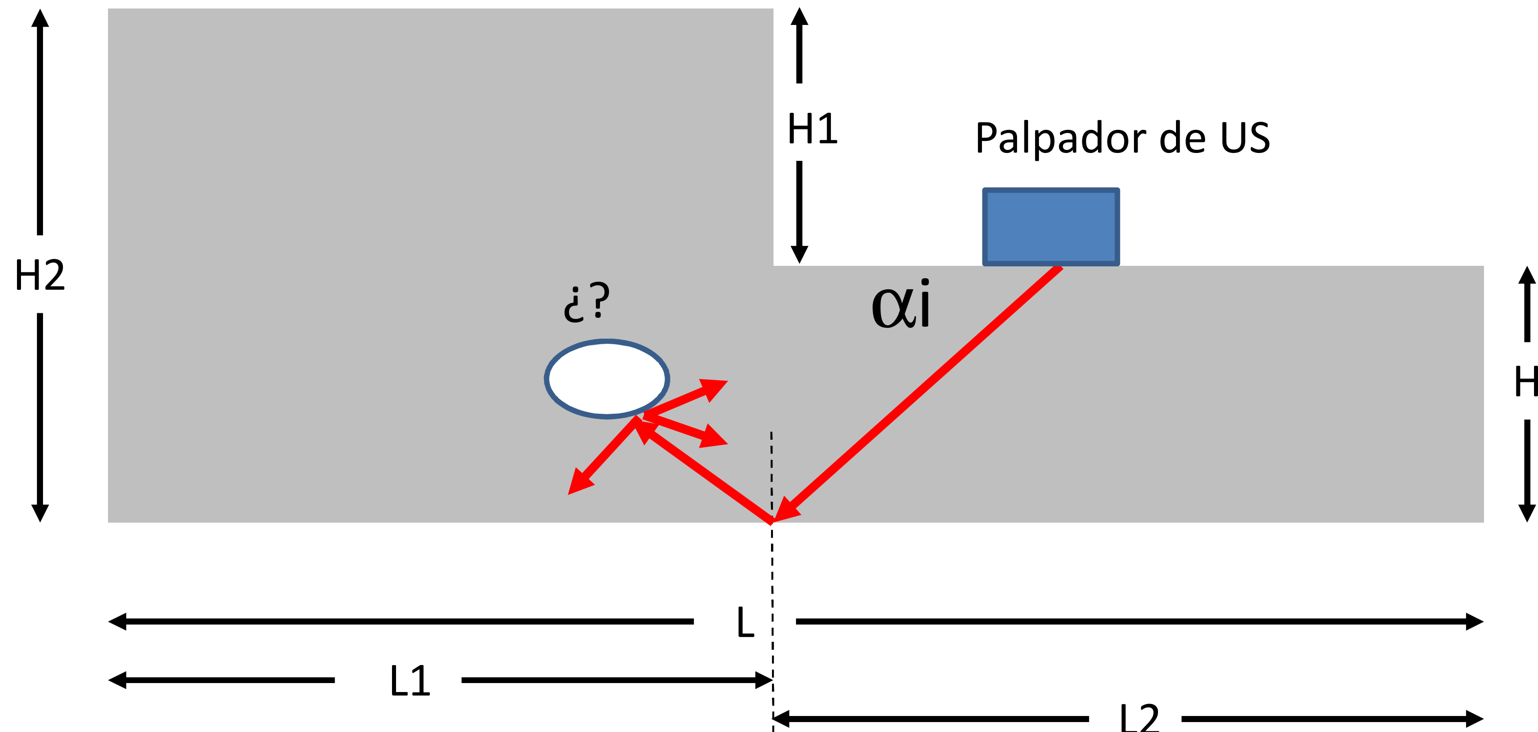


¿Cuál es el ángulo αi que tiene que formar el haz de ultrasonido para que se detecte un defecto plano?

H: conocido

H1, H2, L,L1 y L2 muy grandes

Síntesis de las Bases de la Materia (12) Naturaleza de las Ondas Ultrasónicas (2) Reflexión de Ondas Ultrasónicas (3)

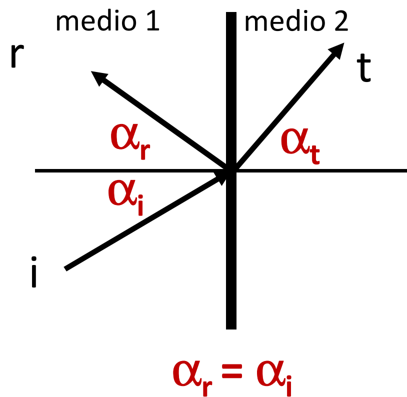


¿Cuál es el ángulo αi que tiene que formar el haz de ultrasonido para que se detecte un defecto esférico?

Según la forma y posición del objeto, puede producirse difracción y/o cambio de modo, debiendo estudiar la técnica que sea más idónea.

Síntesis de las Bases de la Materia (15)
Reflexión y Transmisión de las Ondas Ultrasónicas (1)

Ley de Snell

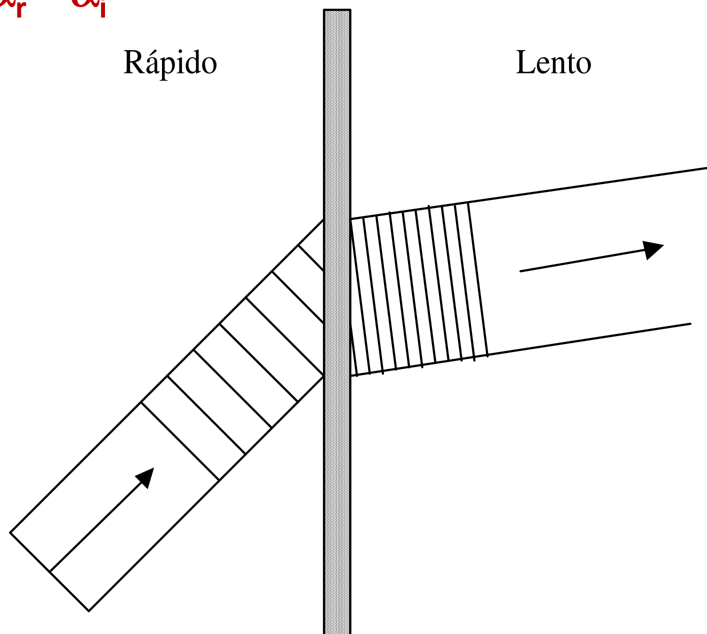


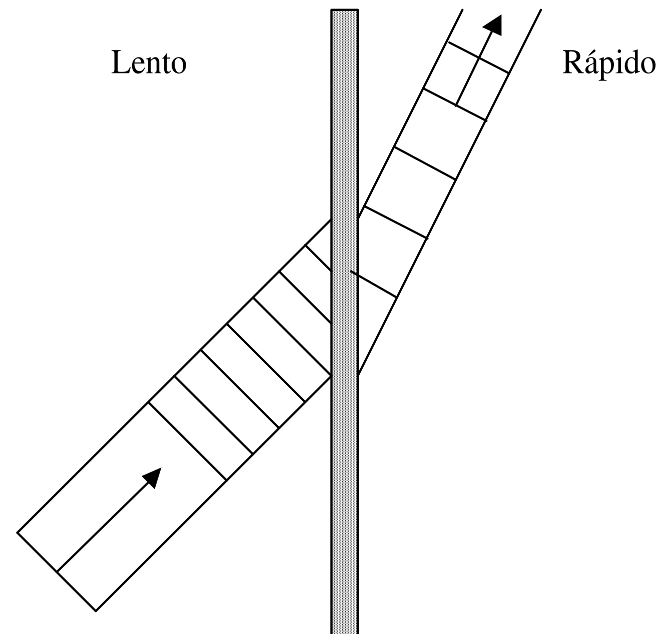
$$\frac{sen\ \theta_i}{sen\ \theta_t} = n = \frac{C1}{C_2}$$

$\alpha_r = \alpha_i$

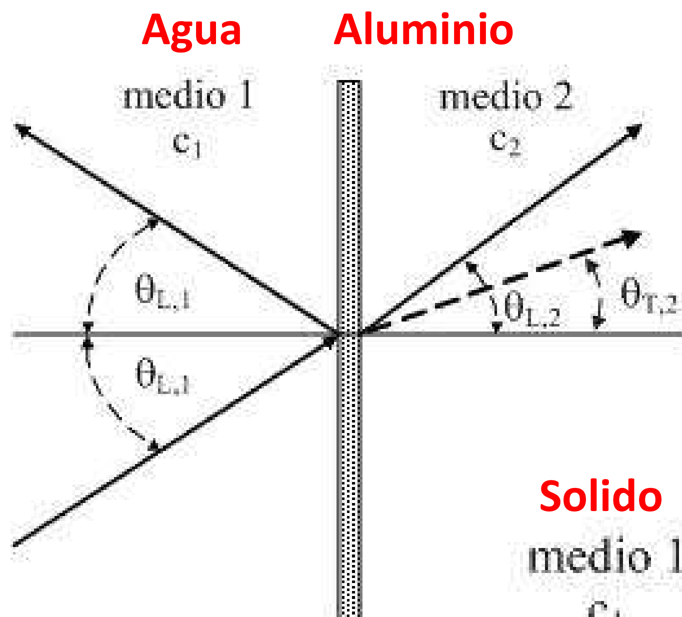
Interesa conocer α_t

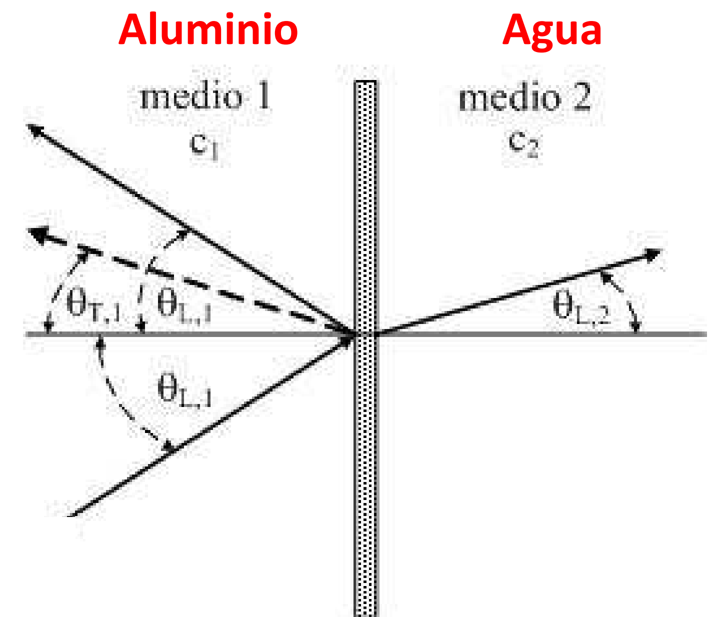
$$sen\,\alpha_t = \frac{C_2}{C_1} sen\,\alpha_i$$

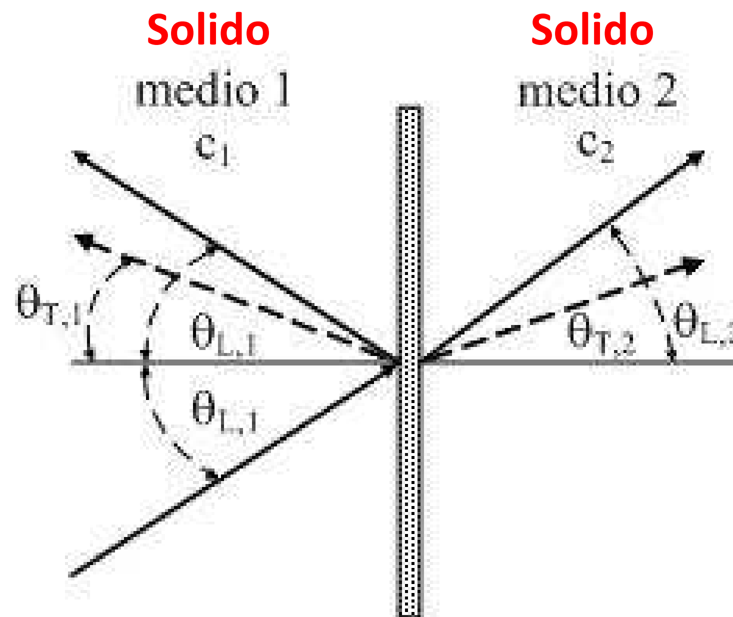




Síntesis de las Bases de la Materia (16)
Reflexión y Transmisión de las Ondas Ultrasónicas (2)







Síntesis de las Bases de la Materia (17)
Reflexión y Transmisión de las Ondas Ultrasónicas (3)

Casos particulares

Solo ondas L

$$\frac{sen\theta_{L,1}}{c_{L,1}} = \frac{sen\theta_{L,2}}{c_{L,2}}$$

Solo ondas T

$$\frac{sen\theta_{T,1}}{c_{T,1}} = \frac{sen\theta_{T,2}}{c_{T,2}}$$

Ondas L y T

$$\frac{sen\theta_{L,1}}{c_{L,1}} = \frac{sen\theta_{T,1}}{c_{T,1}}$$

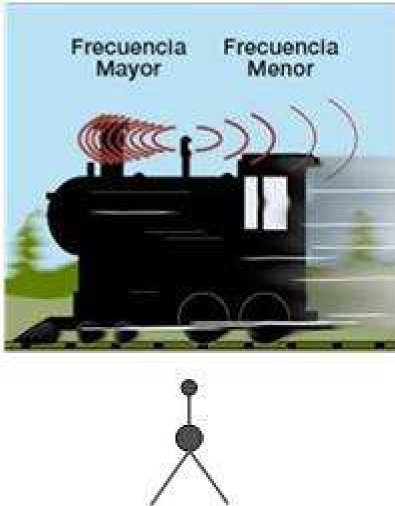
Caso General: Ondas L y T en ambos medios

$$\frac{sen\theta_{L,1}}{c_{L,1}} = \frac{sen\theta_{T,1}}{c_{T,1}} = \frac{sen\theta_{L,2}}{c_{L,2}} = \frac{sen\theta_{T,2}}{c_{T,2}}$$

Ley de Snell Generalizada

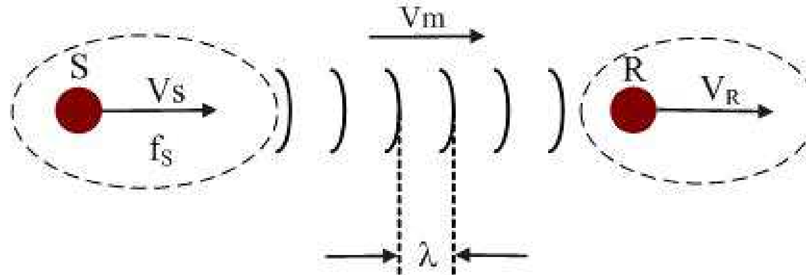
Síntesis de las Bases de la Materia (18)
Concepto de Efecto Doppler (1)

Concepto físico



Casos:

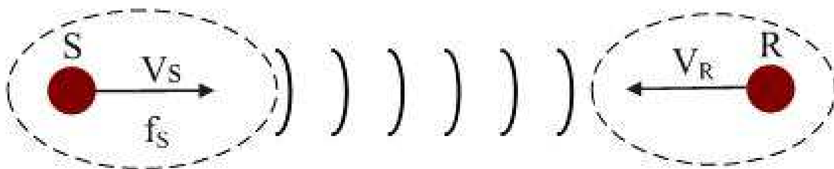
1- Emisor y receptor moviéndose en la misma dirección y sentido



S: Emisor, **R**: Receptor, **Vs**: velocidad del emisor, **Vm**: velocidad del medio, **V_R**: velocidad del receptor**,** **fo**: frecuencia de emisión

$$\frac{f}{f_0} = \frac{V + V_m - V_l}{V + V_m - V_s}$$

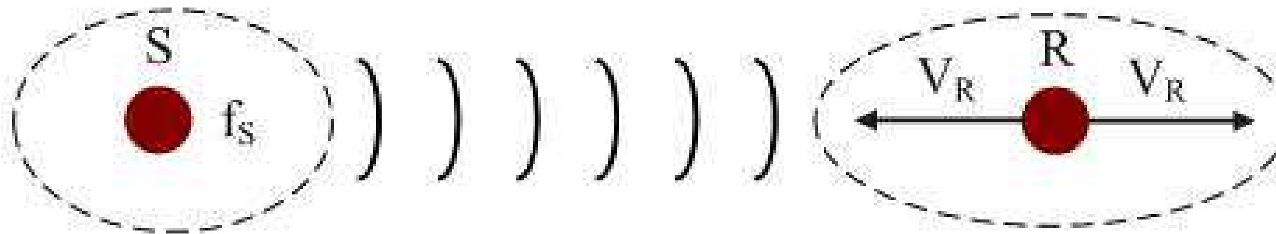
2- Emisor y receptor moviéndose en la misma dirección y sentido opuesto



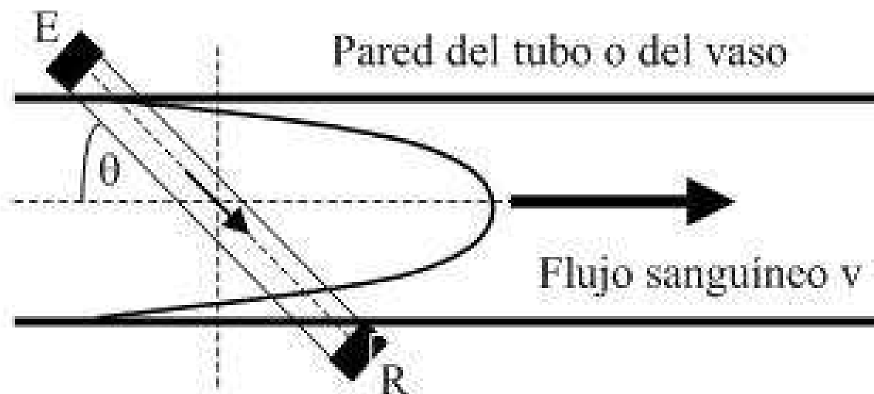
$$\frac{f}{f_0} = \frac{V + V_l}{V}$$

Síntesis de las Bases de la Materia (19)
Concepto de Efecto Doppler (2)

3- Emisor en reposo y receptor moviéndose en la misma dirección y ambos sentidos



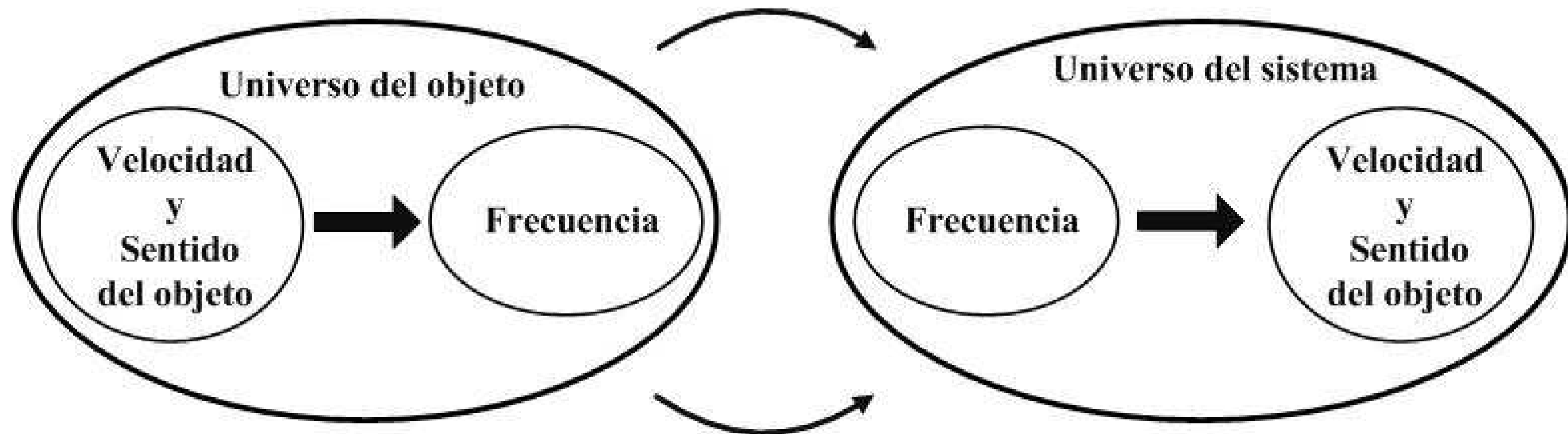
$$\frac{f}{f_0} = \frac{V - V_l}{V}$$

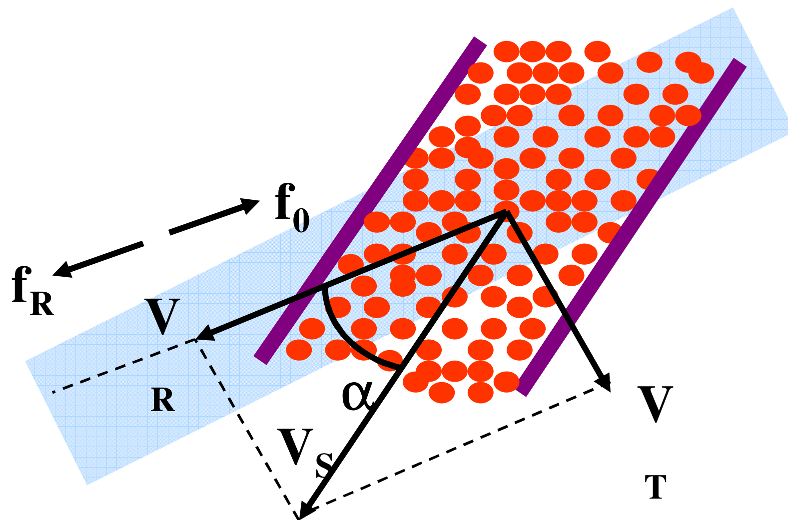


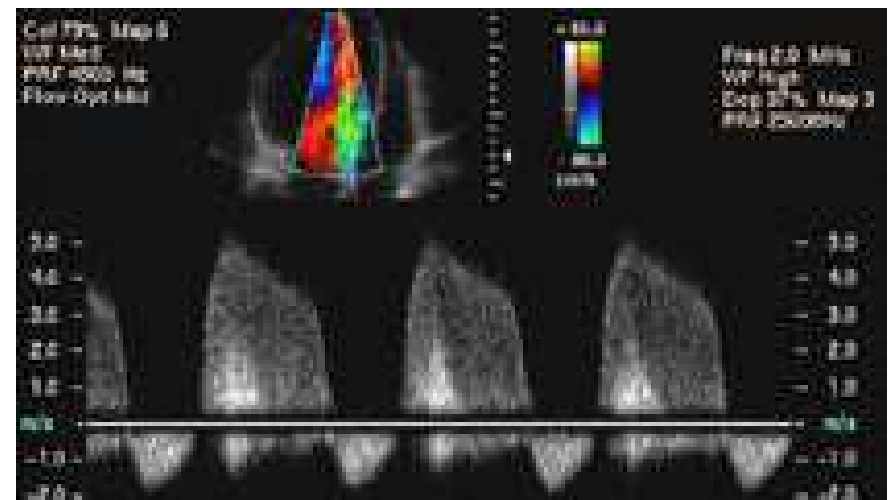
$$f_d = fr - fe$$

$$f_d = \frac{2\, fe \cos \theta}{c}$$

Síntesis de de la Materia (20)
Concepto de Efecto Doppler (3)







Referencias

Sears, F. W. Fundamentos de Física. Tomo I I: Mecánica, Calor y Sonido. Aguilar, 1985

Kinsler, L. E. Fundamentos de Acústica. Limusa, 1995

Christensen, D. A. Ultrasonic Bioinstrumentation. John Wiley & Sons, 2000

INTA. Métodos de Ensayos No Destructivos. Tomo I. España, 2003

Veca, A., Accolti, E. Ultrasonido para Ingenieros y Estudiantes de Ingeniería. Capítulo I. http://dea.unsj.edu.ar/ultrasonido



Aplicaciones Industriales del Ultrasonido
Ultrasonido para Uso Médico



Prof. Dr. Angel C. Veca
Marzo 2018

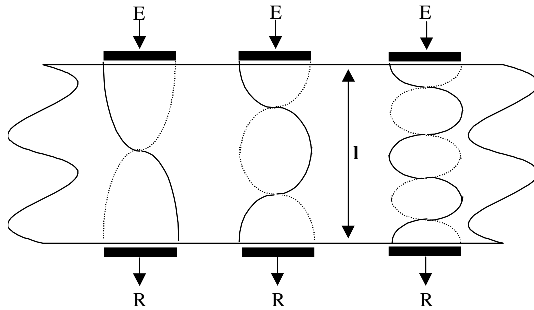
Tema II
Técnicas de Emisión y Recepción

TEMARIO

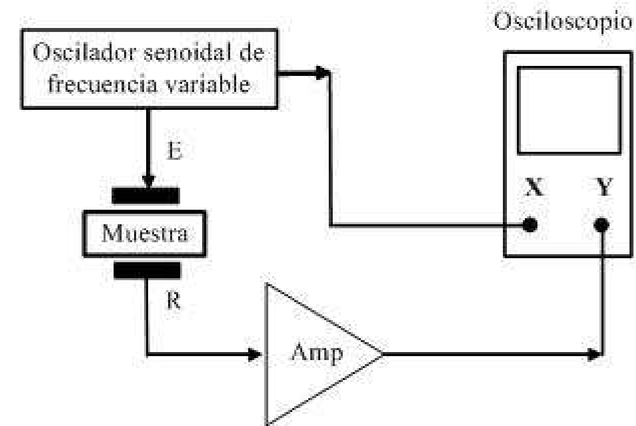
Técnicas de Ultrasonido continuo
Técnicas de Ultrasonido Pulsado
 Zona ciega
 Método del Umbral
 Registros típicos
 Pantallas y Modos
 A-scan. Casos Típicos
Sistemas para A-scan
Diagrama en Bloques de un Sistema para Ecográfica Médica
Relación entre A-scan, B-scan y Modo M
Control Atenuación Distancia
Referencias

Técnicas de Ultrasonido Continuas

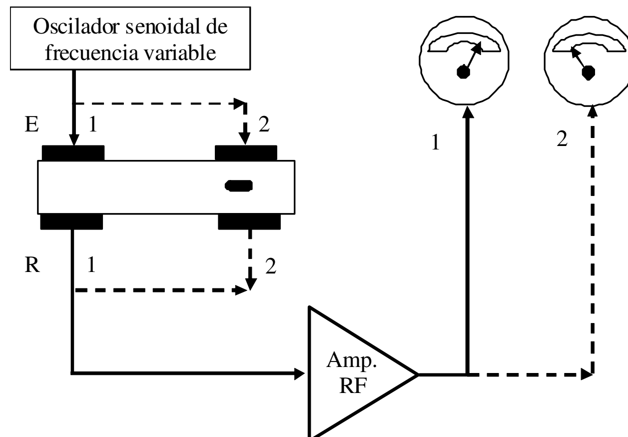
Resonancia



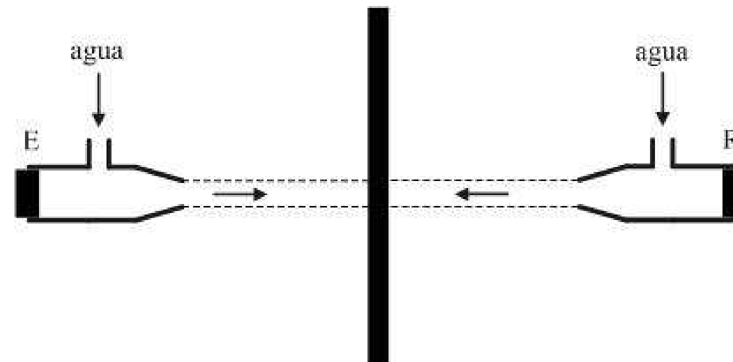
Esquema implementación Método de Resonancia



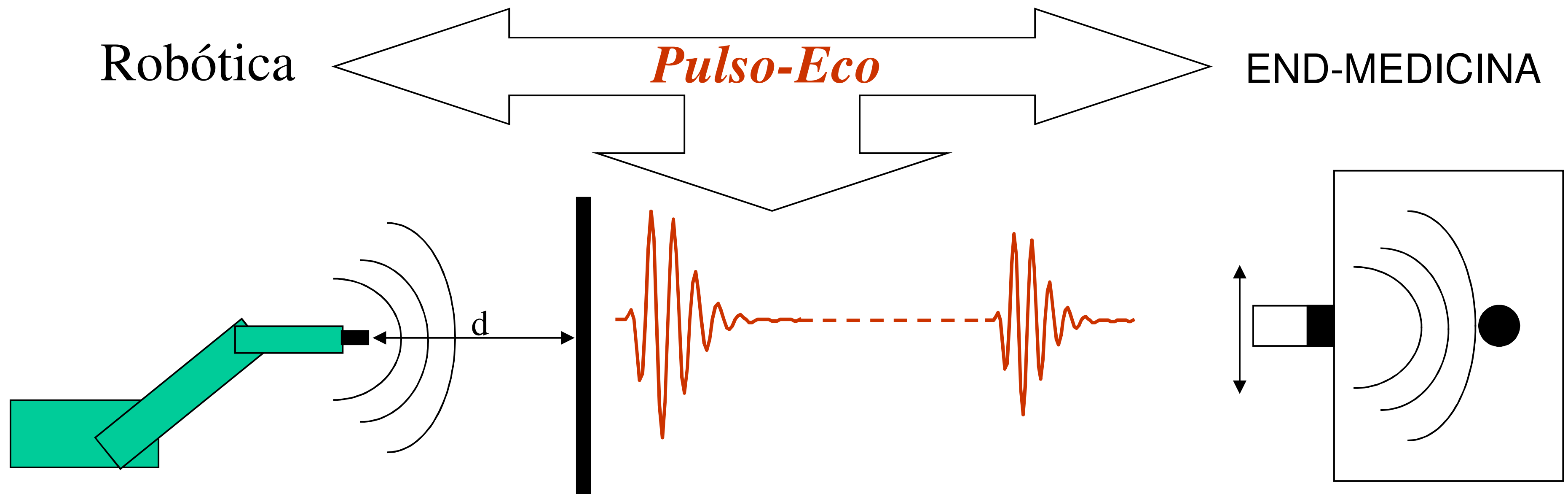
Transparencia



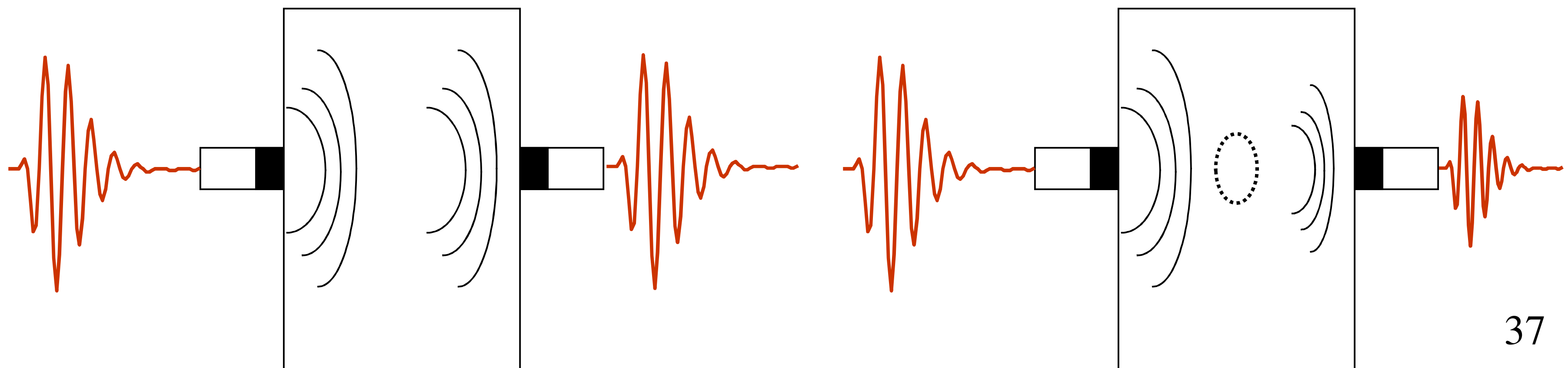
Ensayo por transparencia y acoplamiento con agua



Técnicas de Ultrasonido Pulsado

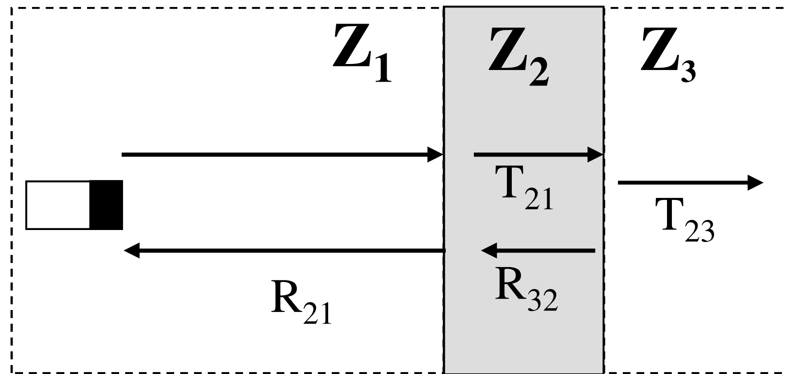


Transmisión o transparencia (Sólo en END)



Propiedades del Medio

Impedancia Acústica $Z = \rho C$

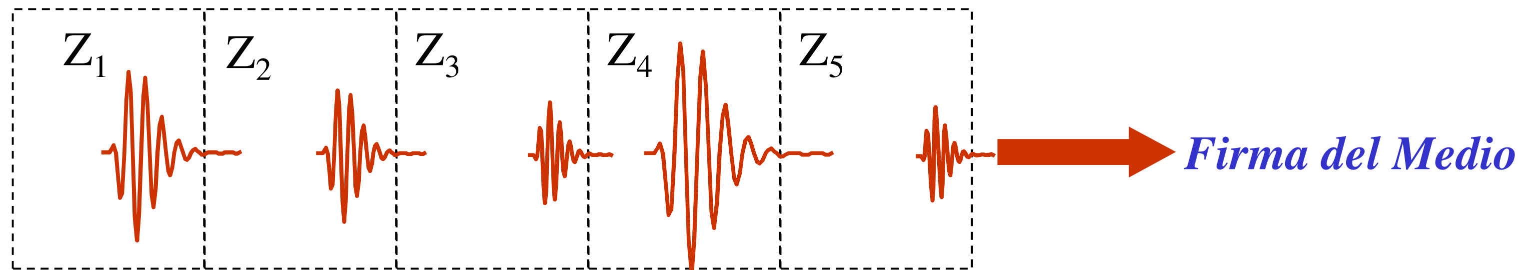


Coeficiente de Reflexión

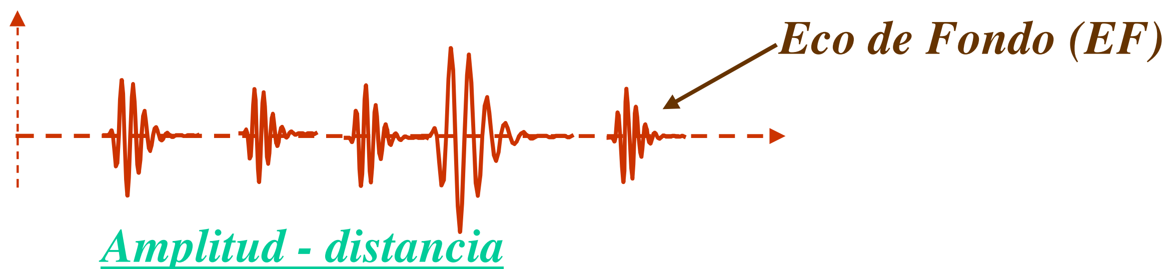
$$R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 + Z_2}$$

Coeficiente de Transmisión

$$T = \frac{2Z_2}{Z_1 + Z_2}$$



Firma del Medio



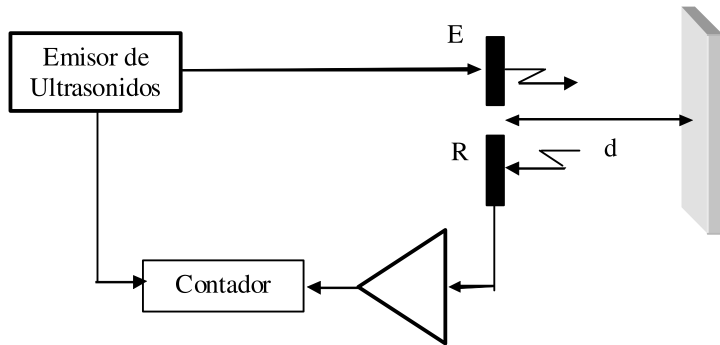
Amplitud - distancia

A-Scan - Traza

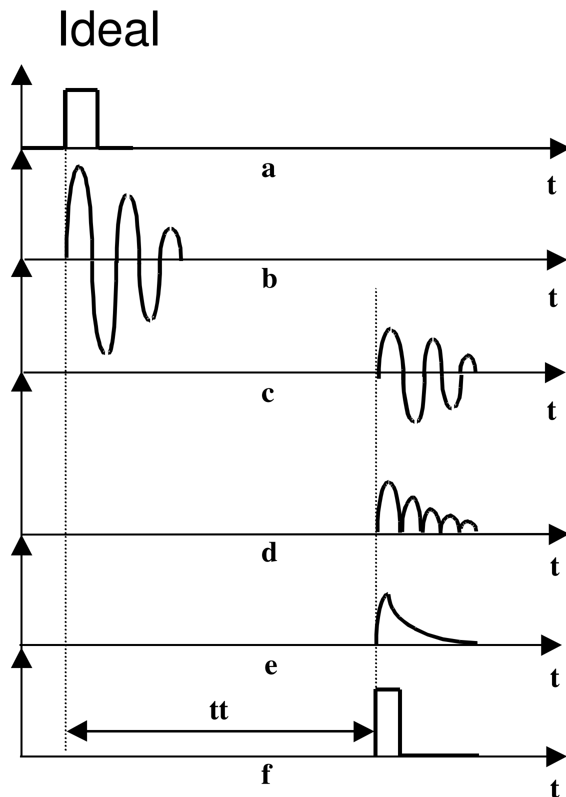
$$x_R(t) = x_E(t) * h(t) = R_{AP}x(t)\delta(t - T_0) + A_F x(t)\delta(t - T_0 - T_T) + \ldots$$

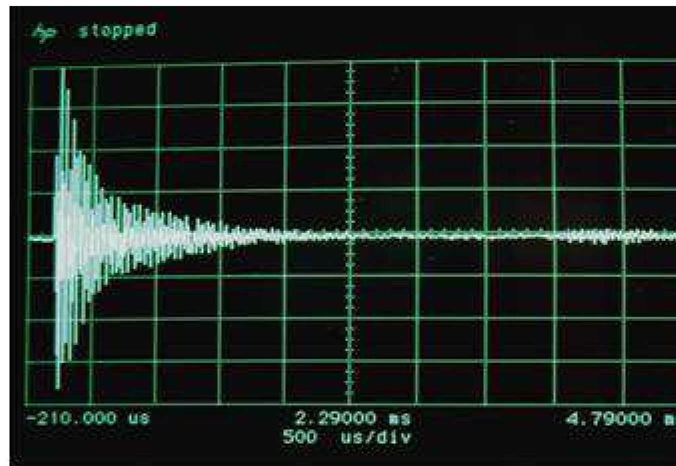
Técnica de Pulso-Eco

Esquema Básico Técnica de Pulso-Eco



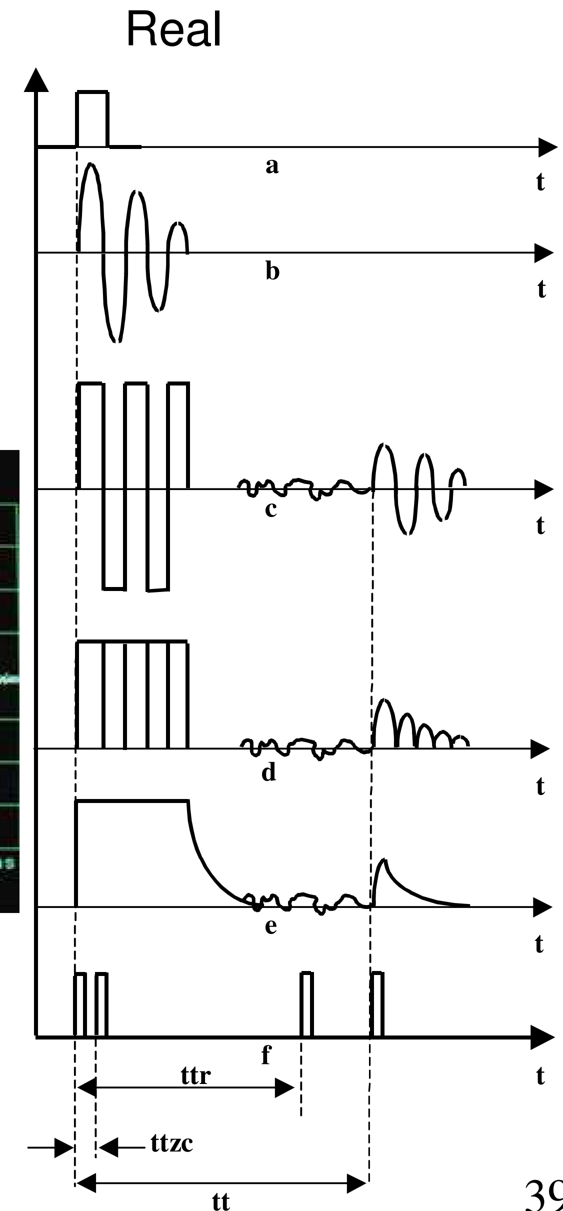
Ideal



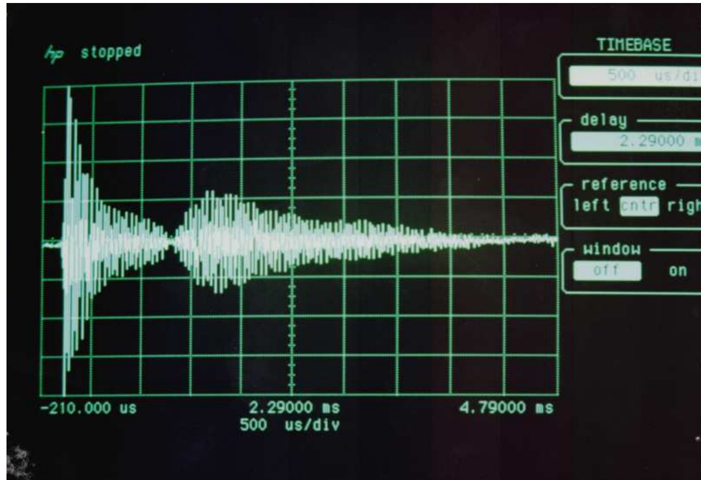


b

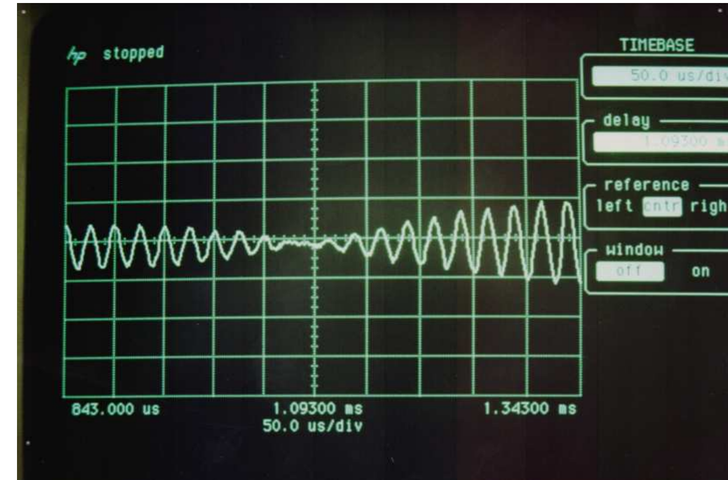
Real



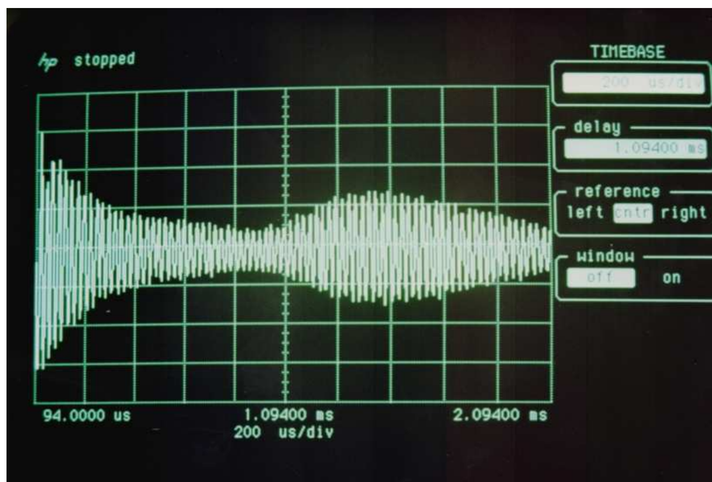
Génesis de la Zona Ciega o del Eco de Interfaz

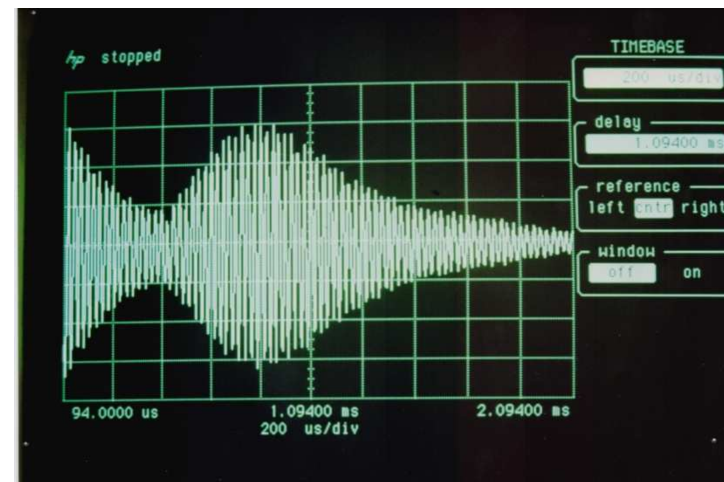


Instante previo a la interferencia



Comienzo de la interferencia

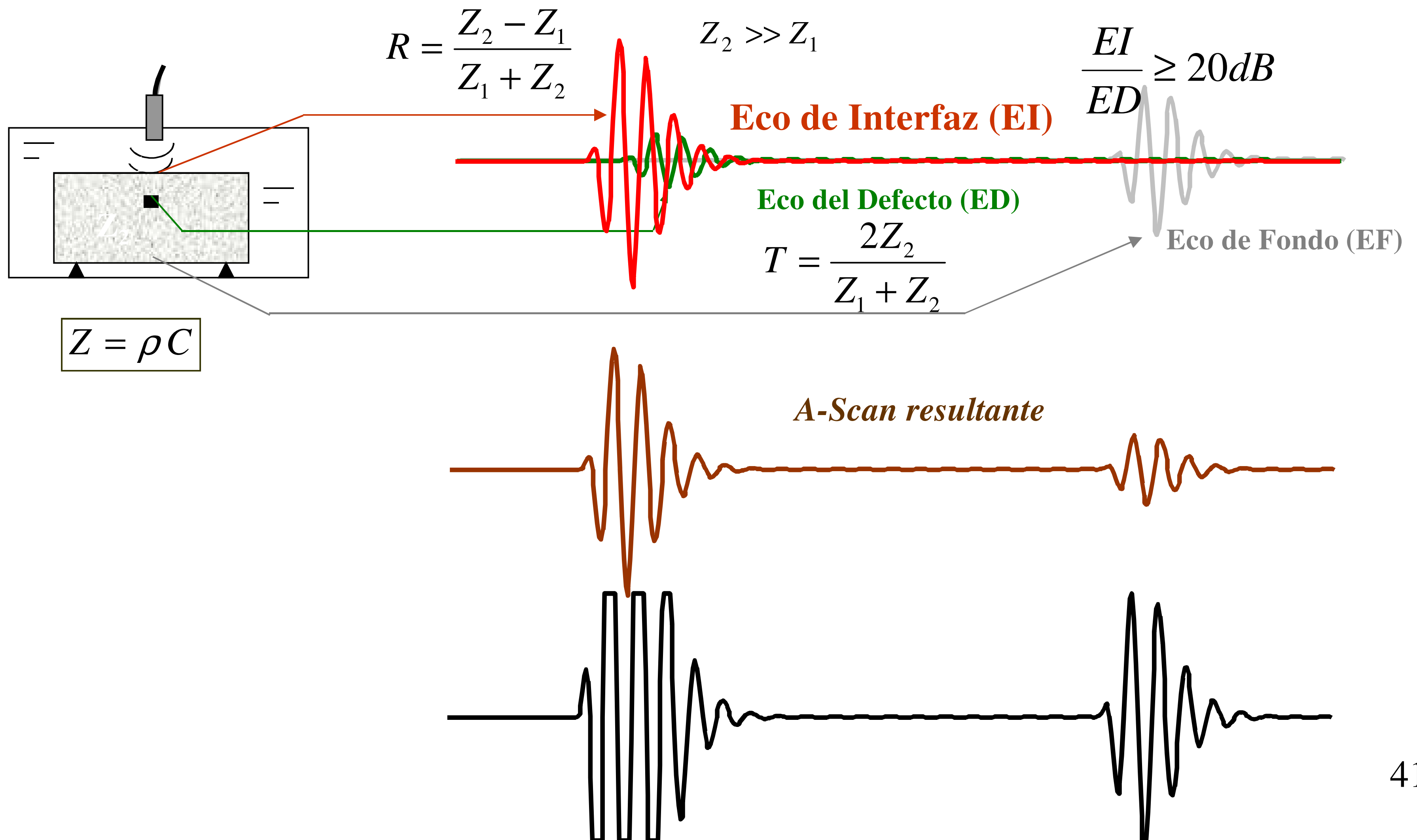




Evolución de la interferencia

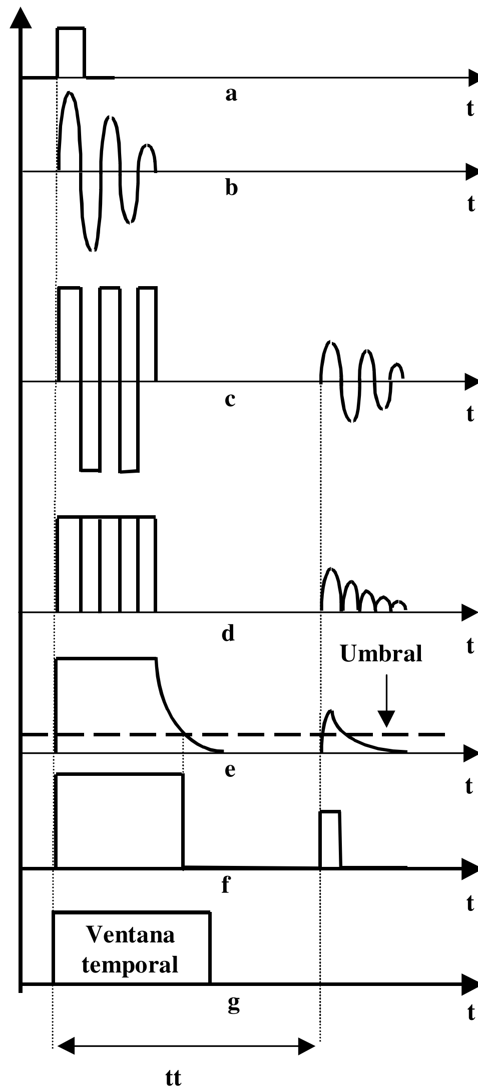
Proceso de Formación del Eco y Zona Ciega en END

Inspecciones Automatizadas con Incidencia Normal e Inmersión

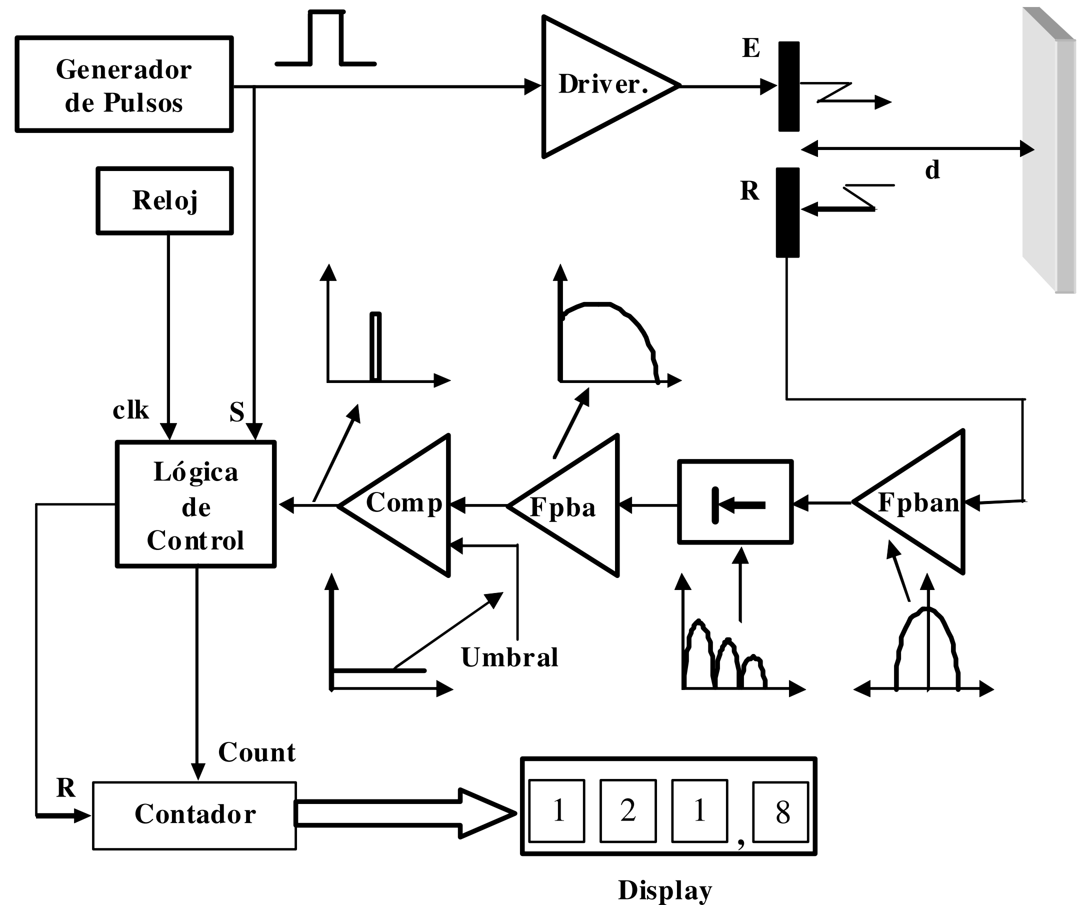


Pulso-Eco y Detección por Umbral

Método Pulso-Eco por umbral

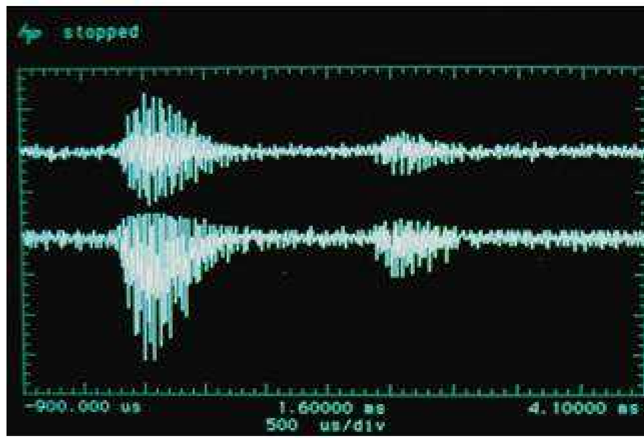


Arquitectura del método



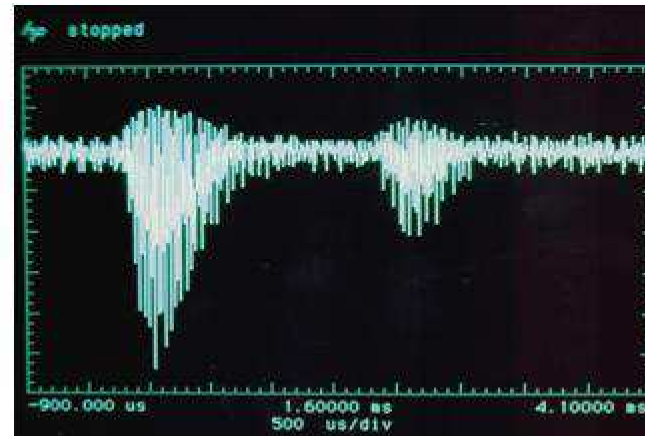
Generación de la Envolvente

Traza amplificada
Salida del detector



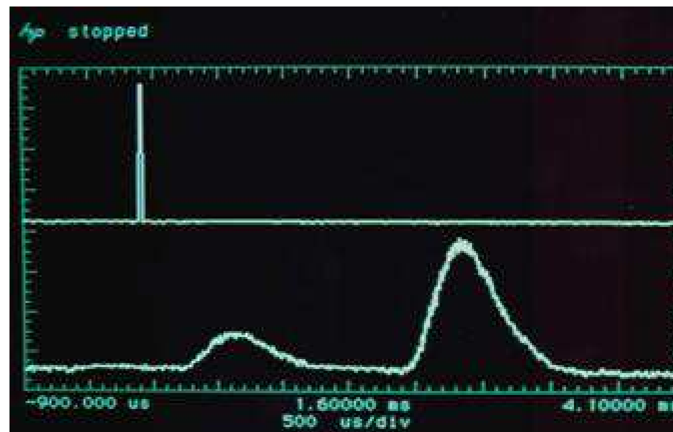
a

Salida del detector amplificada



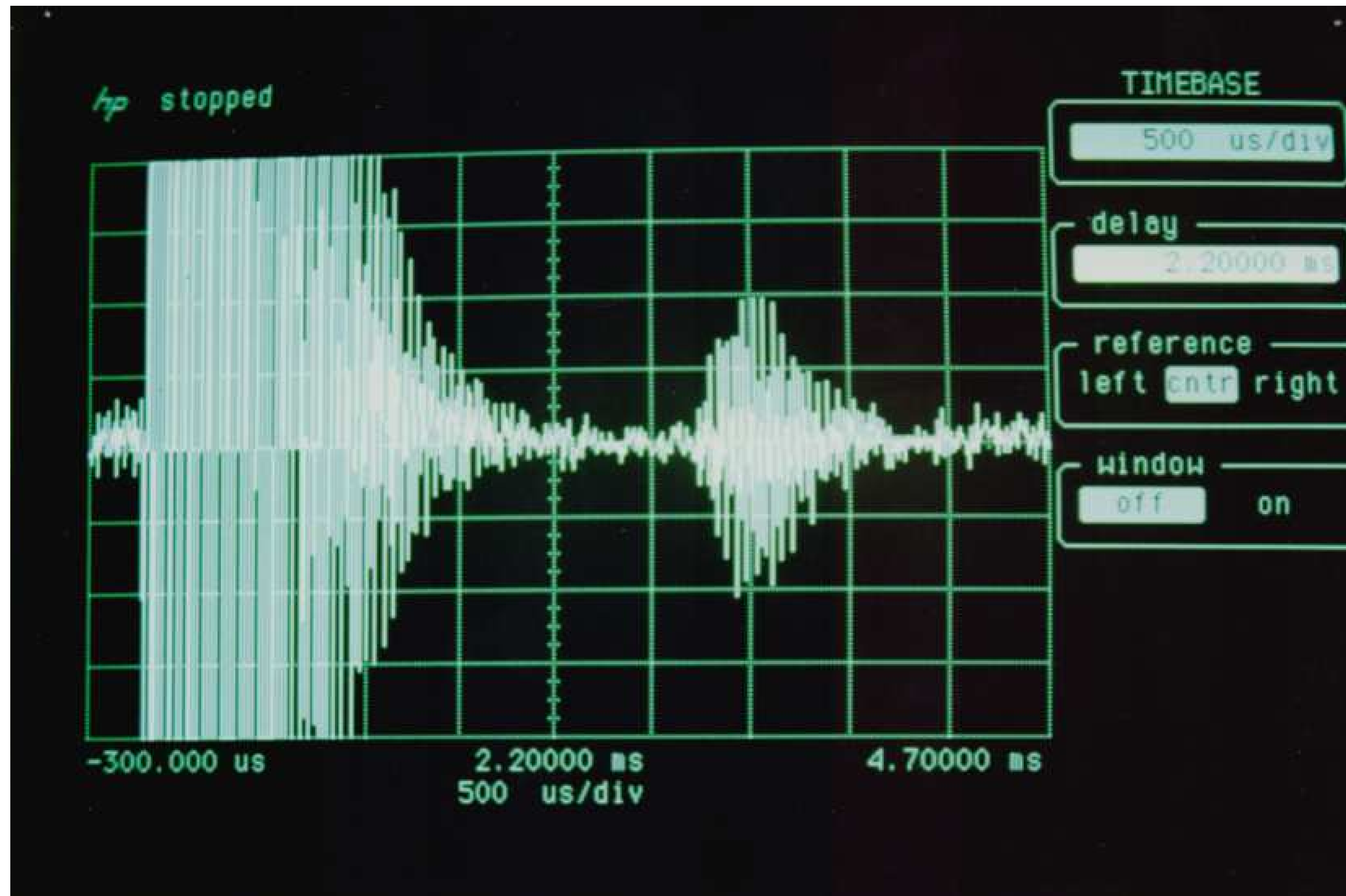
b

Pulso de disparo y envolvente de la traza formada por dos ecos



Registro que muestra la señal a la salida del primer amplificador

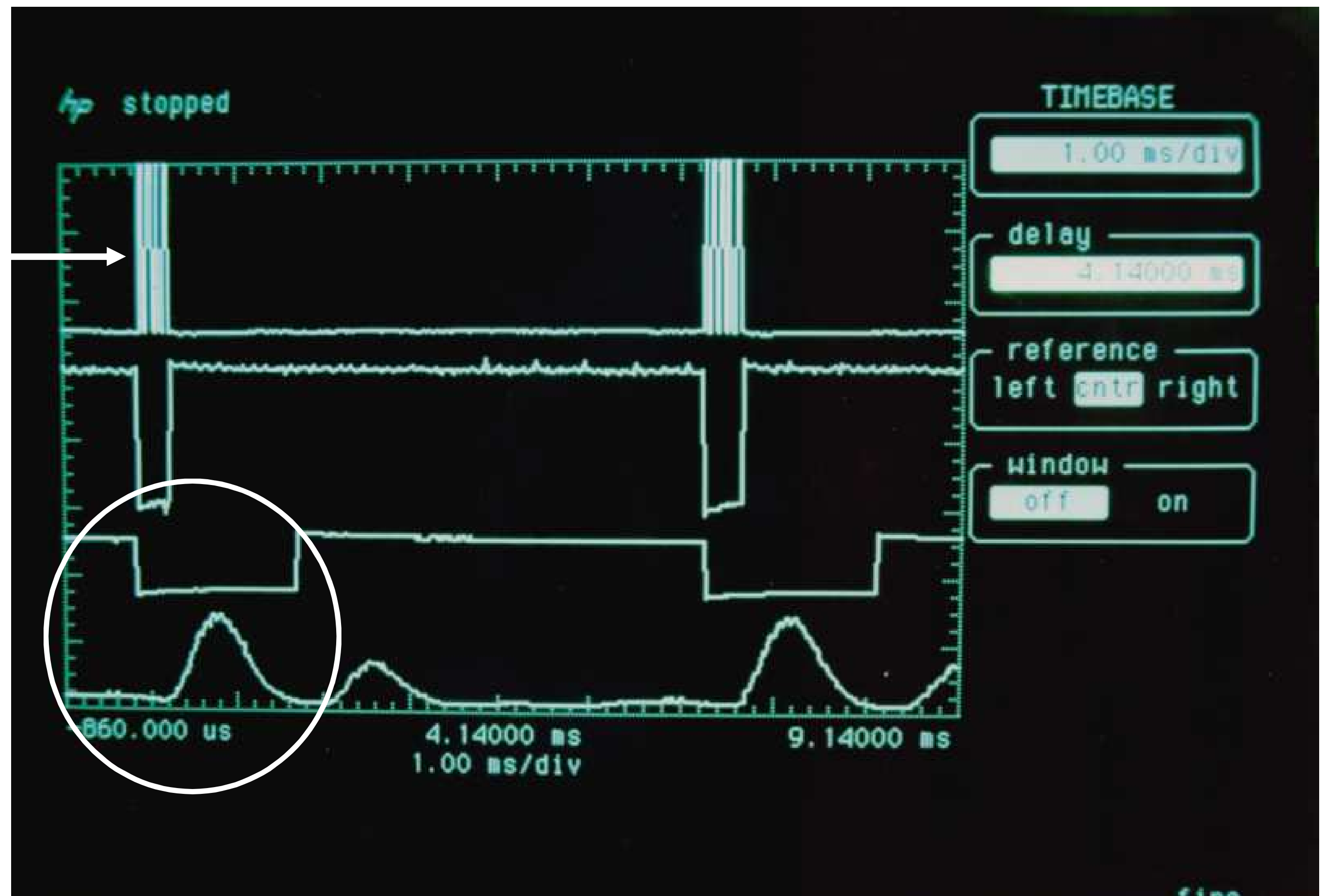
Zona ciega saturada y eco



Envolvente de la traza y las señales del control de disparo

Pulso de disparo

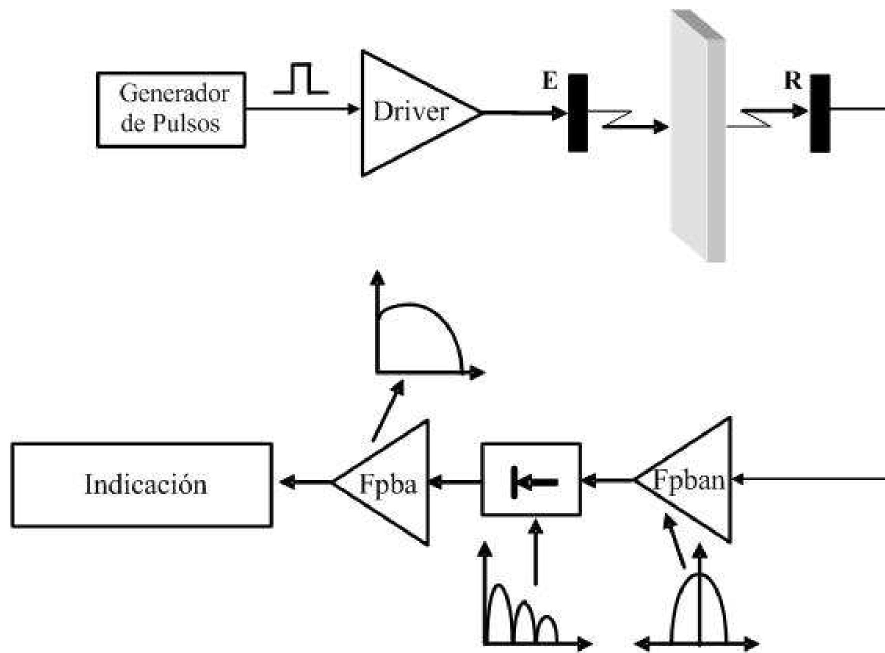
Inhibición zona muerta



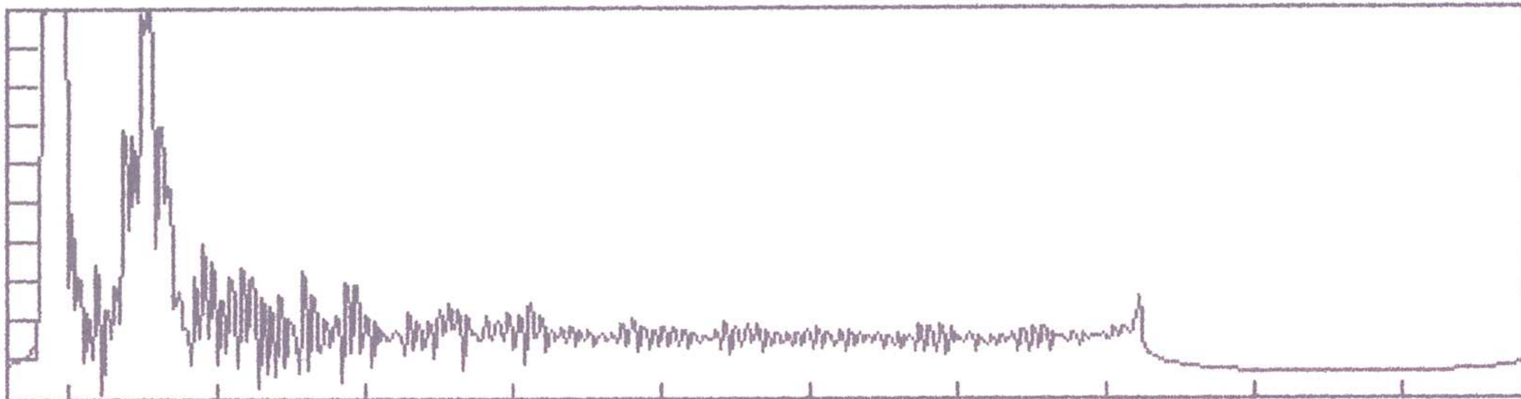
Pulso de disparo, inhibición del receptor y traza compuesta por un eco

Método de Pulso Transparencia

Arquitectura del Método



Ejemplo del Registro obtenido



Sistemas de Representación

Modo A o Pantalla tipo A o A-scan
Amplitud de la Traza

Modo B o Pantalla tipo B o B-scan
Brillo o Intensidad de la Traza. Modulación de la amplitud
Tiempo de transito y movimiento X-Y

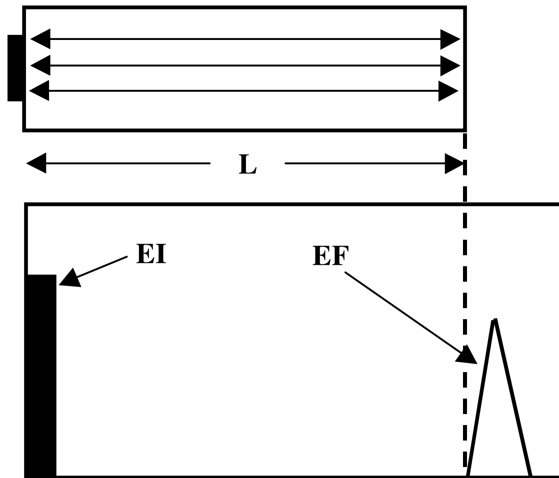
Modo C o Pantalla tipo C o C-scan
Amplitud o Movimiento X-Y

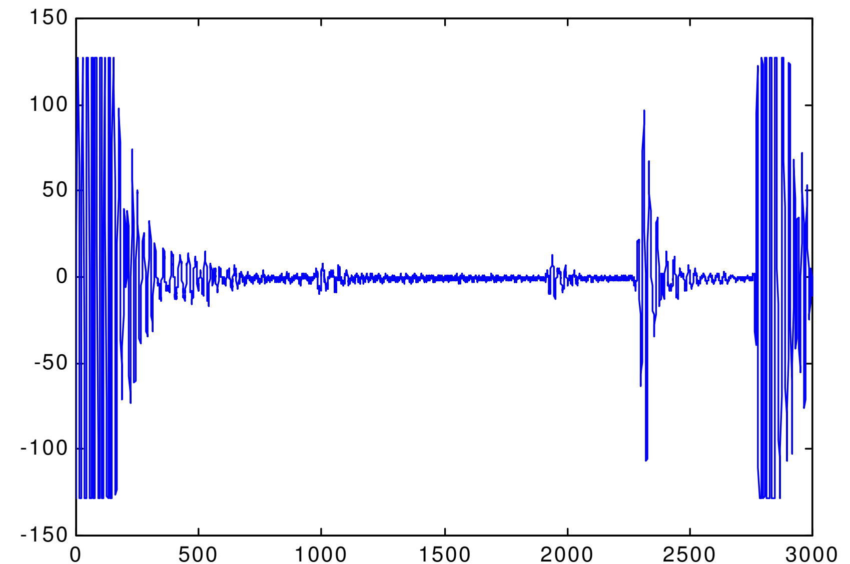
Modo D o D-scan
Profundidad a la que se encuentra el máximo de la Traza en una Ventana Temporal pre-programada

Modo M o o Pantalla tipo M
Movimiento

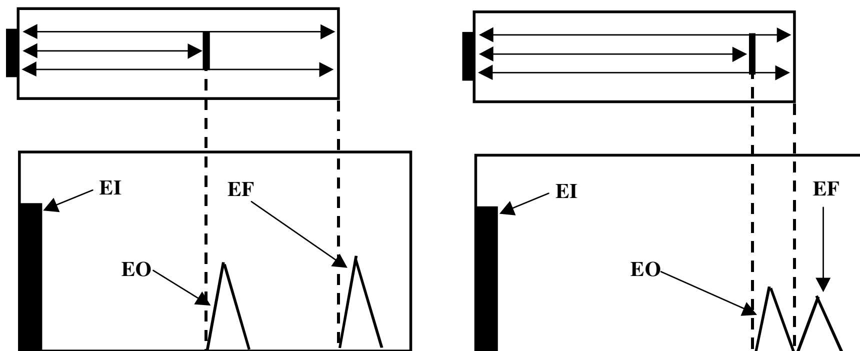
Interpretación de Registros Típicos (1)

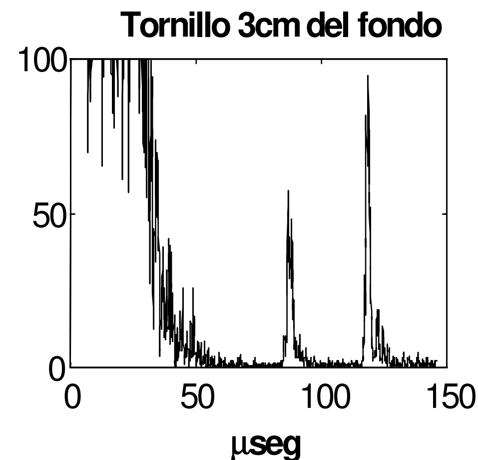
Caso I: Medio sin impurezas ni defectos

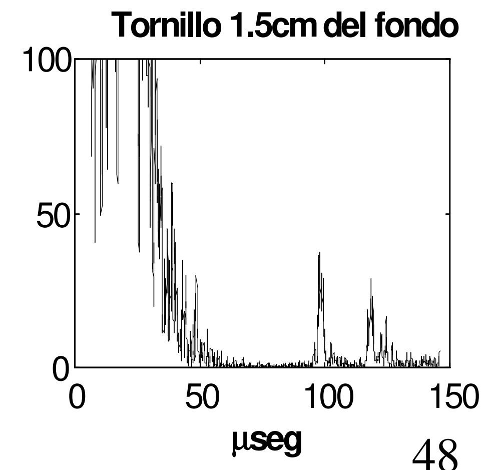




Caso II: Medio conteniendo una impureza

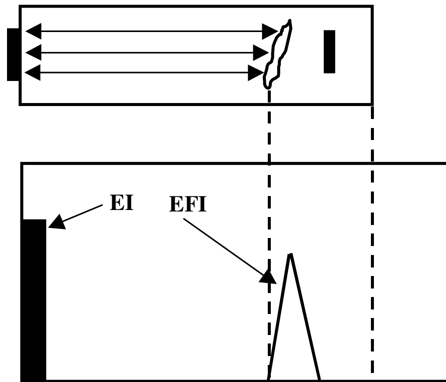




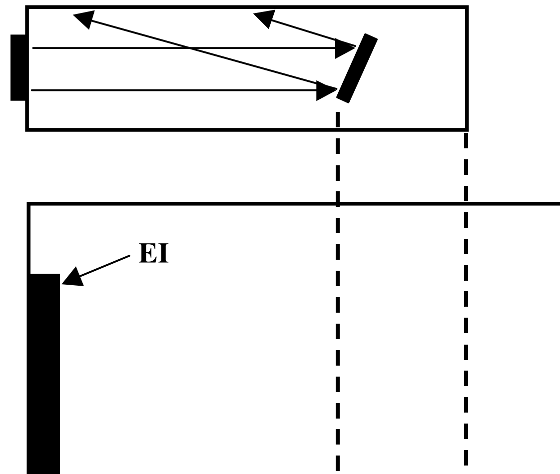


Interpretación de Registros Típicos (2)

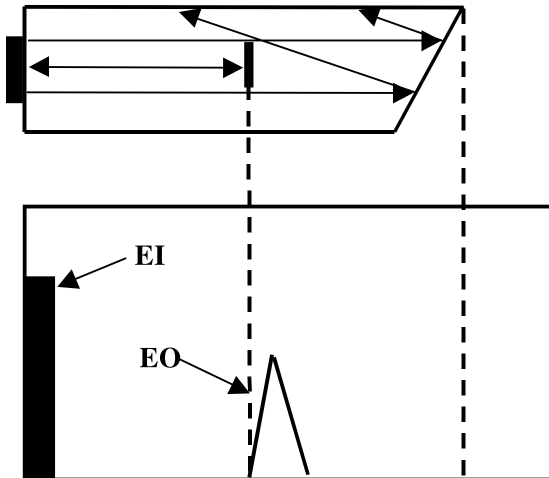
Caso III: Medio conteniendo una impureza y una fisura



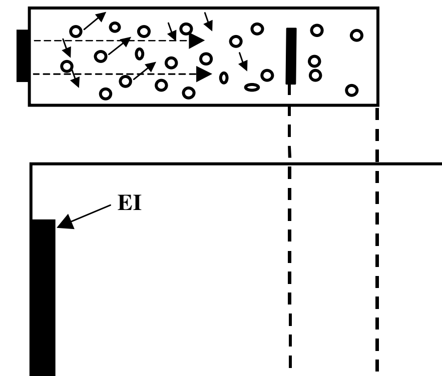
Caso IV: Medio con una impureza o fisura inclinada respecto al haz



Caso V: Medio con falta de paralelismo de las caras

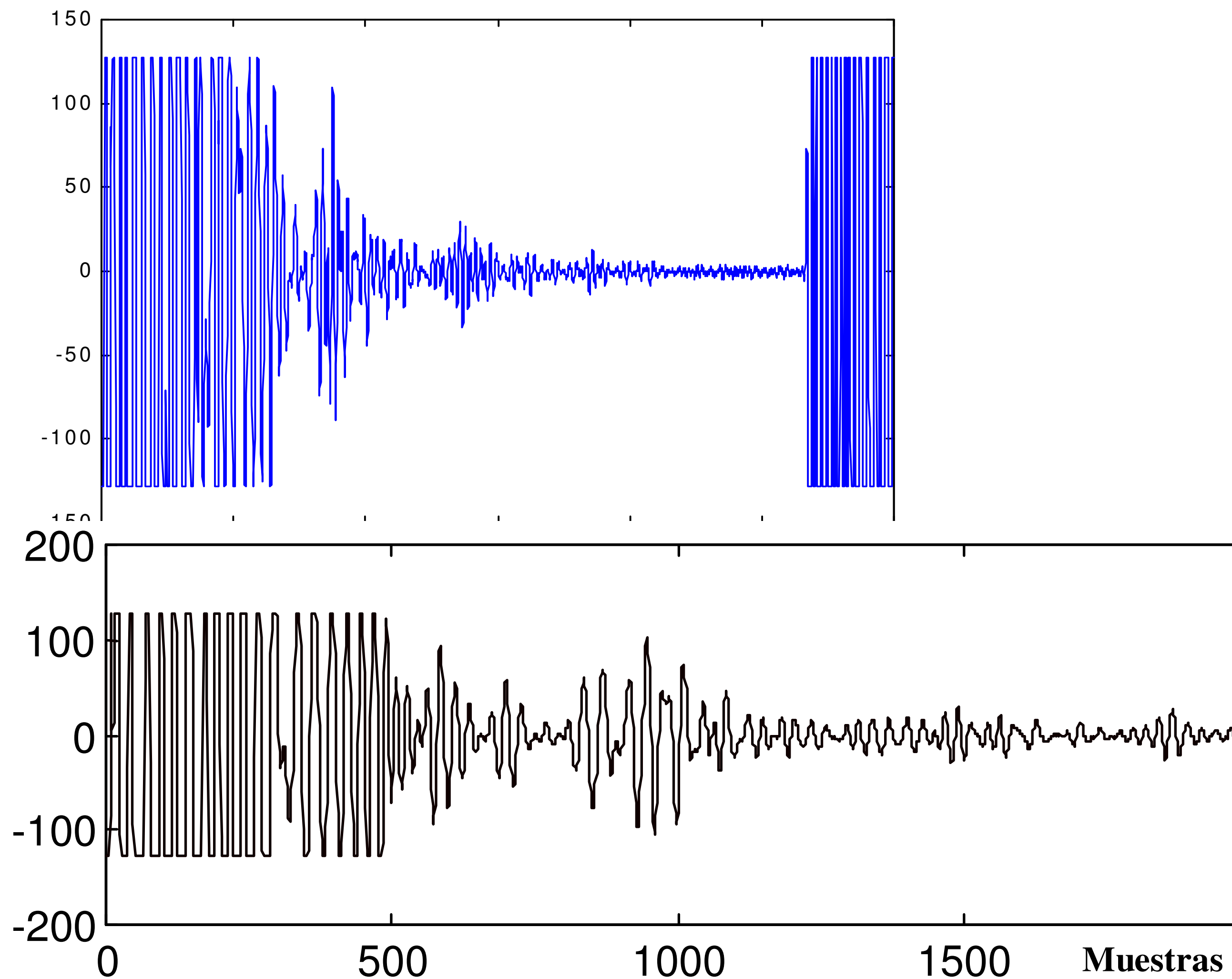


Caso VI: Medio que contiene microporosidades



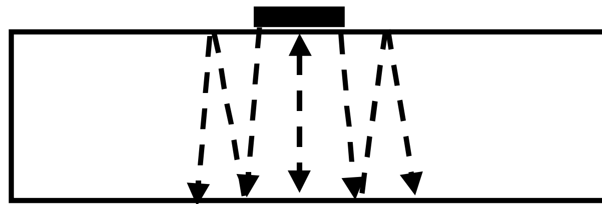
Interpretación de Registros Típicos (3)

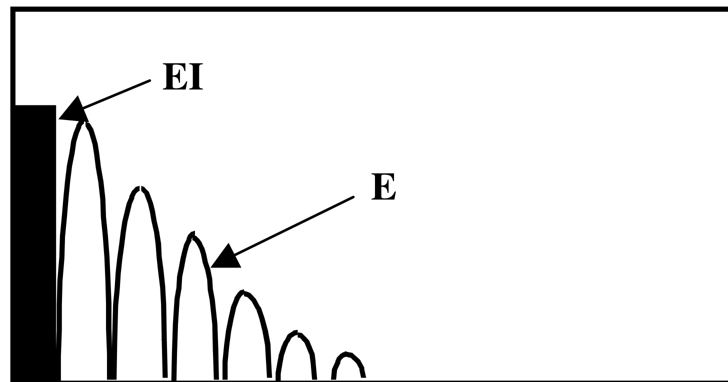
Ejemplos de Ecos en un medio altamente dispersivo



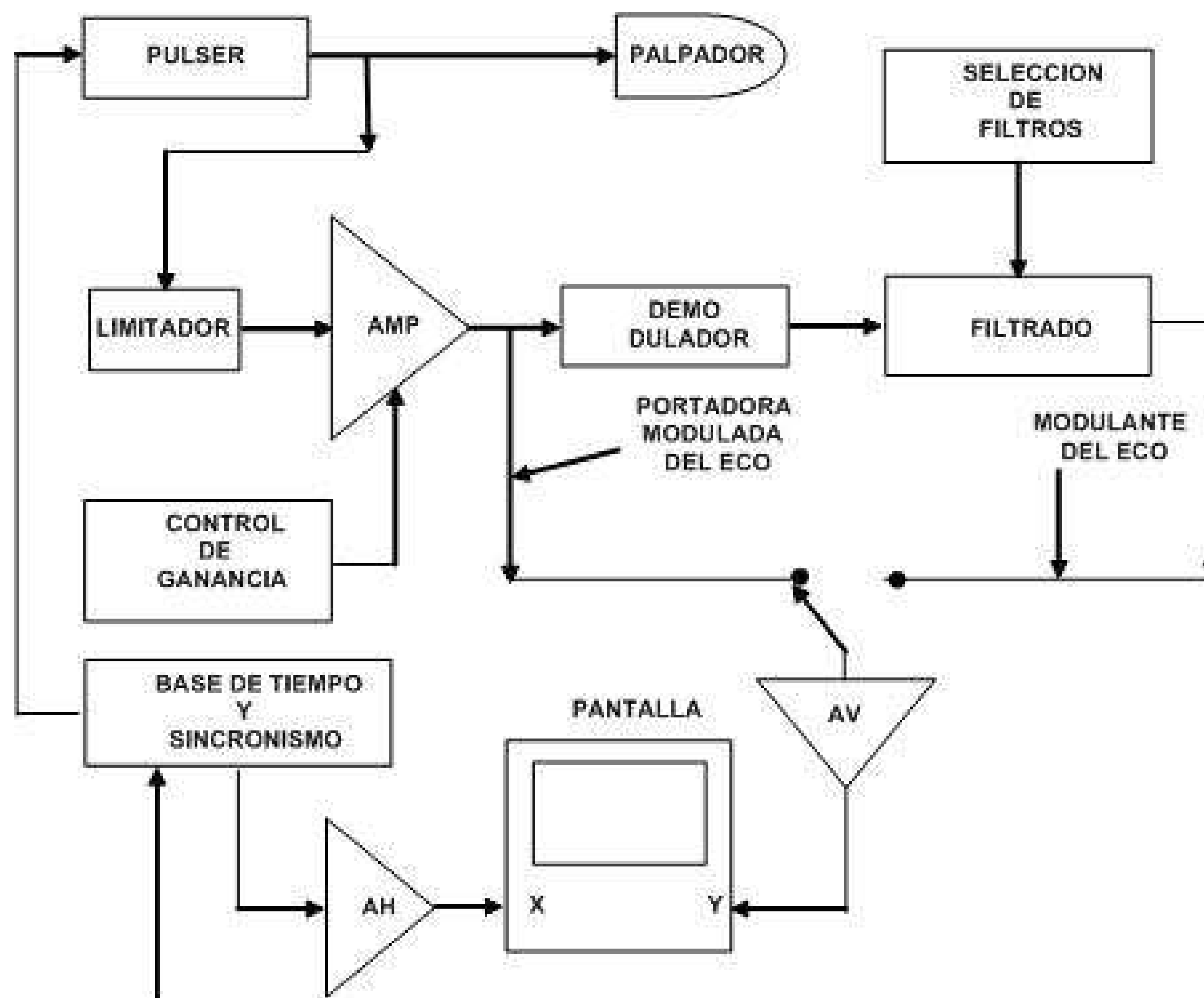
Interpretación de Registros Típicos (4)

Caso VII: Medio con superficies paralelas de reducido espesor





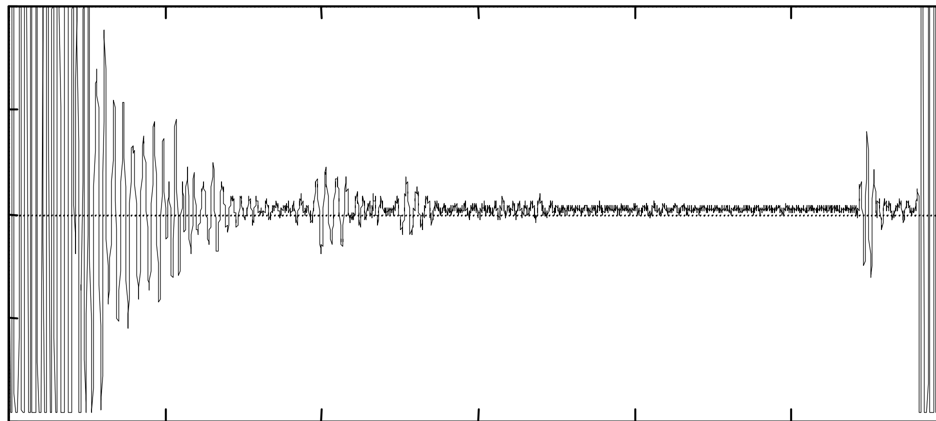
Esquema de un Sistema Analógico para A-scan



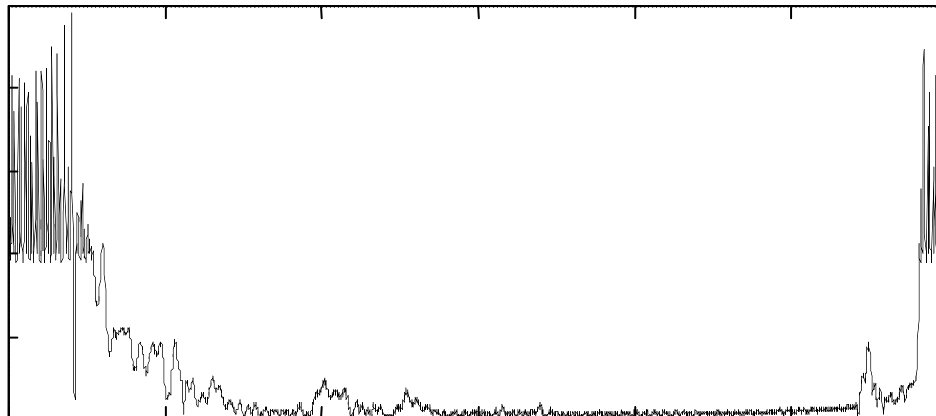
Ejemplos de Registros con Sistemas para A-scan

Registro de una traza correspondiente al eco devuelto por un envase de puré de tomate

PORTADORA MODULADA



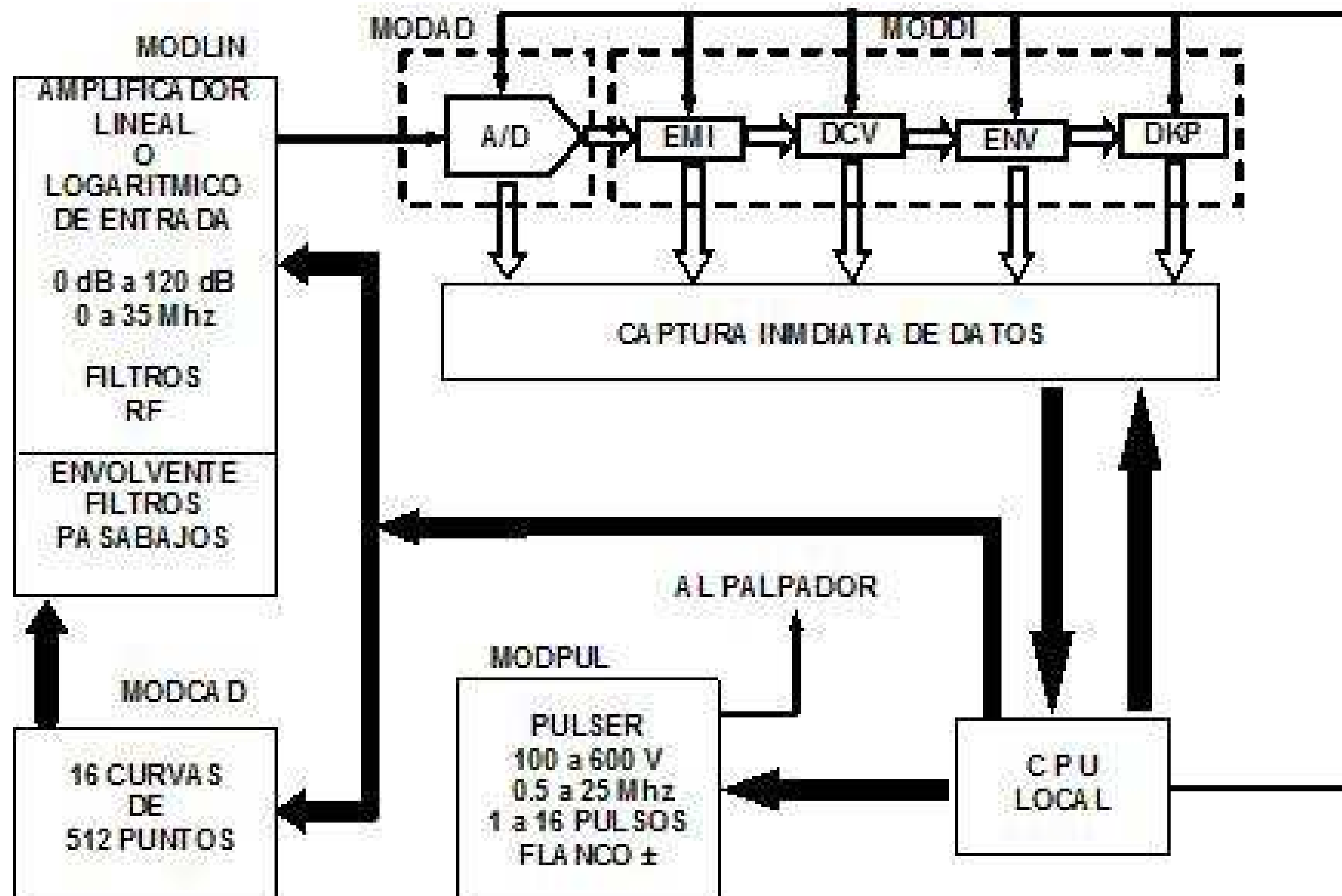
MODULANTE



Sistema SENDAS (1)

Sistema para Ensayos No Destructivos De Arquitectura Segmentada

Desarrollado en la década de los años 90' en el Instituto de Automática Industrial (IAI), Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC) – Madrid, España



Sistema SENDAS (2)

Módulos del Sistema SENDAS

MODLIN

Módulo de procesamiento analógico. Soportaba dos amplificadores logarítmico y/o lineal con un ancho de banda de 35 MHz.

En ambos, la ganancia era programable (por soft) entre 0 dB y 120 dB. La salida de cualquiera de ellos podía ingresar al detector de envolvente para obtener la modulante. Ésta podía ser filtrada por medio de tres filtros pasa bajos (también programables por software). La elección de ésta dependía de la aplicación.

MOCAD

Módulo que implementaba la función CAD que podían generarse y grabarse hasta 16 curvas diferentes y recuperarlas en cualquier momento. Cada curva tenía una longitud de 512 puntos.

MODPUL

Consistía en un pulser con tensión de excitación, frecuencia de repetición, número de pulsos y flanco de arranque programables: 100 a 600 Volt, 0.5 a 25 MHz, 1 a 16 pulsos y flanco positivo o negativo, respectivamente. Tenía capacidad de manejar hasta 10 palpadores en forma cuasi simultánea.

Sistema SENDAS (3)

MODAD

Este módulo estaba compuesto por un conversor A/D con capacidad de muestreo de 80 Mega y 8 bits de resolución. Debido a la gran velocidad de muestreo llevaba adicionado una memoria tipo FIFO para adecuar la transferencia de datos al procesador local.

MODDI

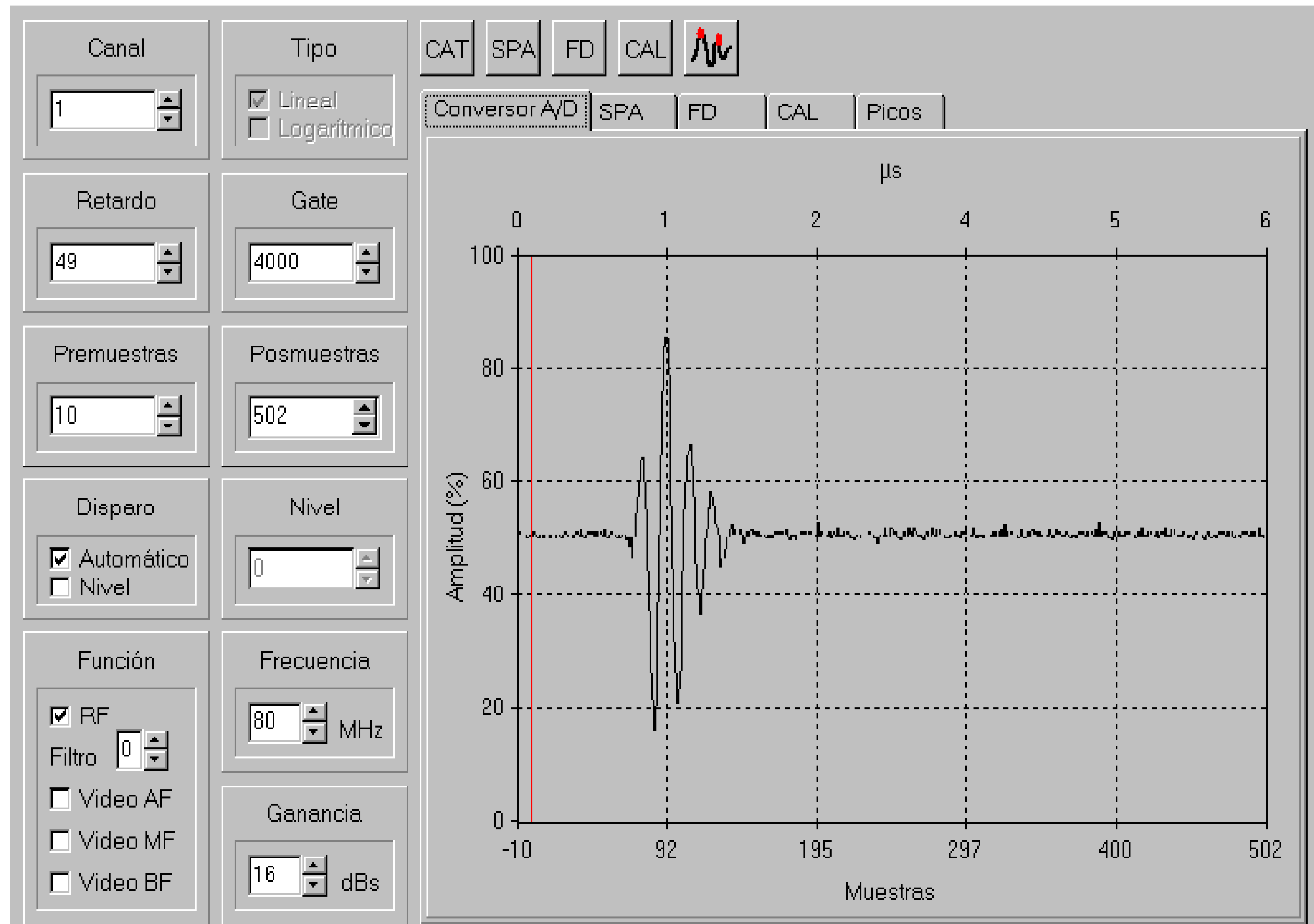
Este módulo se encargaba de realizar diferentes tipos de pre procesamiento de señales, por ello estaba compuesto por los siguientes sub módulos:
EMI. Filtrado no lineal.
DCV. Deconvolución.
ENV. Extractor digital de envolvente. **DKP**. Detector monopico y multipico.

La velocidad de procesamiento y transferencia de información entre los diferentes módulos era de 10 MS/s y todas las acciones de selección de parámetros, las realizaba el operador a través de la interfaz a usuario (Ver siguiente transparencia).

El sistema estaba preparado para realizar inspecciones manuales y barridos. En el caso de estos últimos, por medio de una interfaz, se controlaban dos grados de libertad (X, Y). Los barridos automatizados podían ser tipo A-scan o B-scan y también tenía posibilidad de ajustar manualmente el eje Z donde se encontraba montado el palpador

Sistema SENDAS (4)

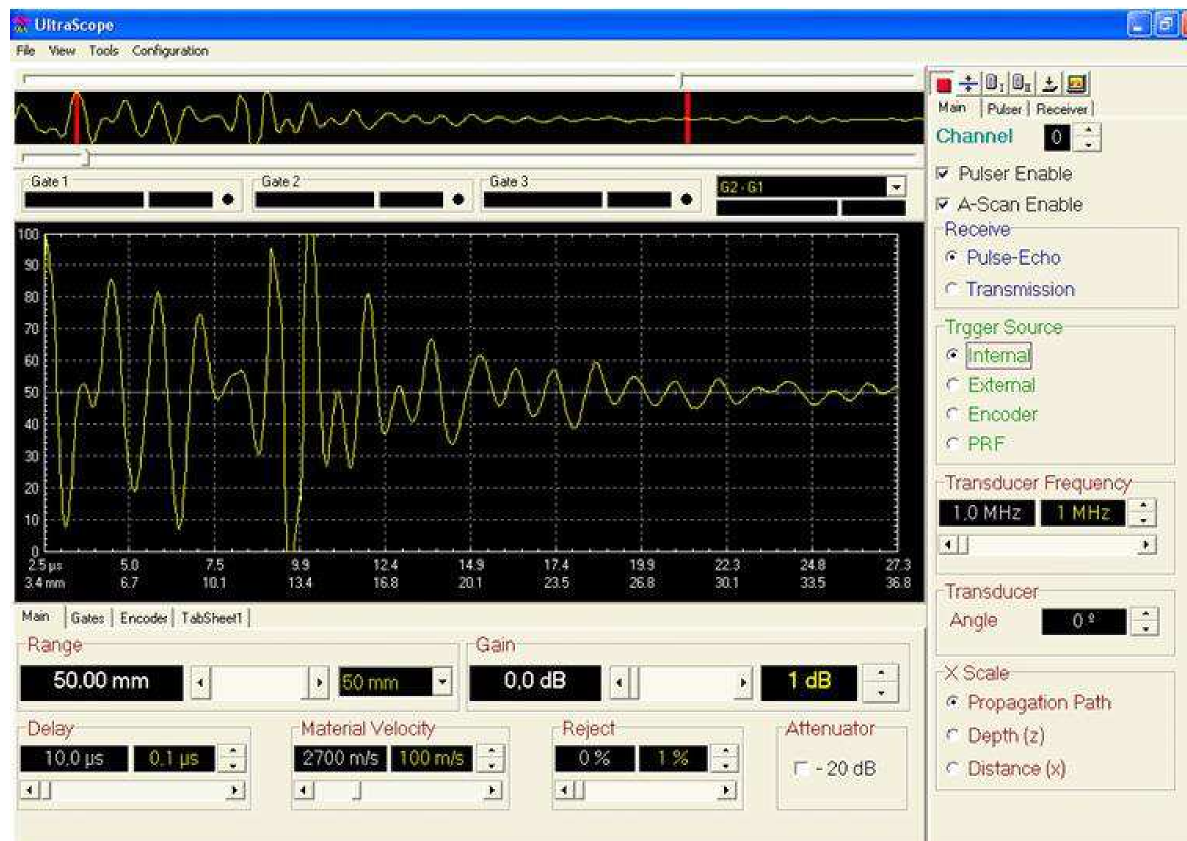
Interfaz a Usuario



Sistema para END ULTRASCOPE (1)

Desarrollado en el año 2004 por la empresa DASEL Sistemas – Madrid, España. Es un sistema basado en la arquitectura AMPLIA, desarrollada dentro del proyecto MAGIAS (Métodos Avanzados de Generación de Imágenes Acústicas) del CYTED y orientado a la generación, adquisición y procesamiento de señal ultrasónica para END.

Una de sus características principales es la integración de múltiples funciones de procesamiento digital de señal, en una única FPGA XC2S200 de Xilinx, con una alta tasa de utilización de sus recursos (96%), algunas de las cuales son exclusivas de este sistema.

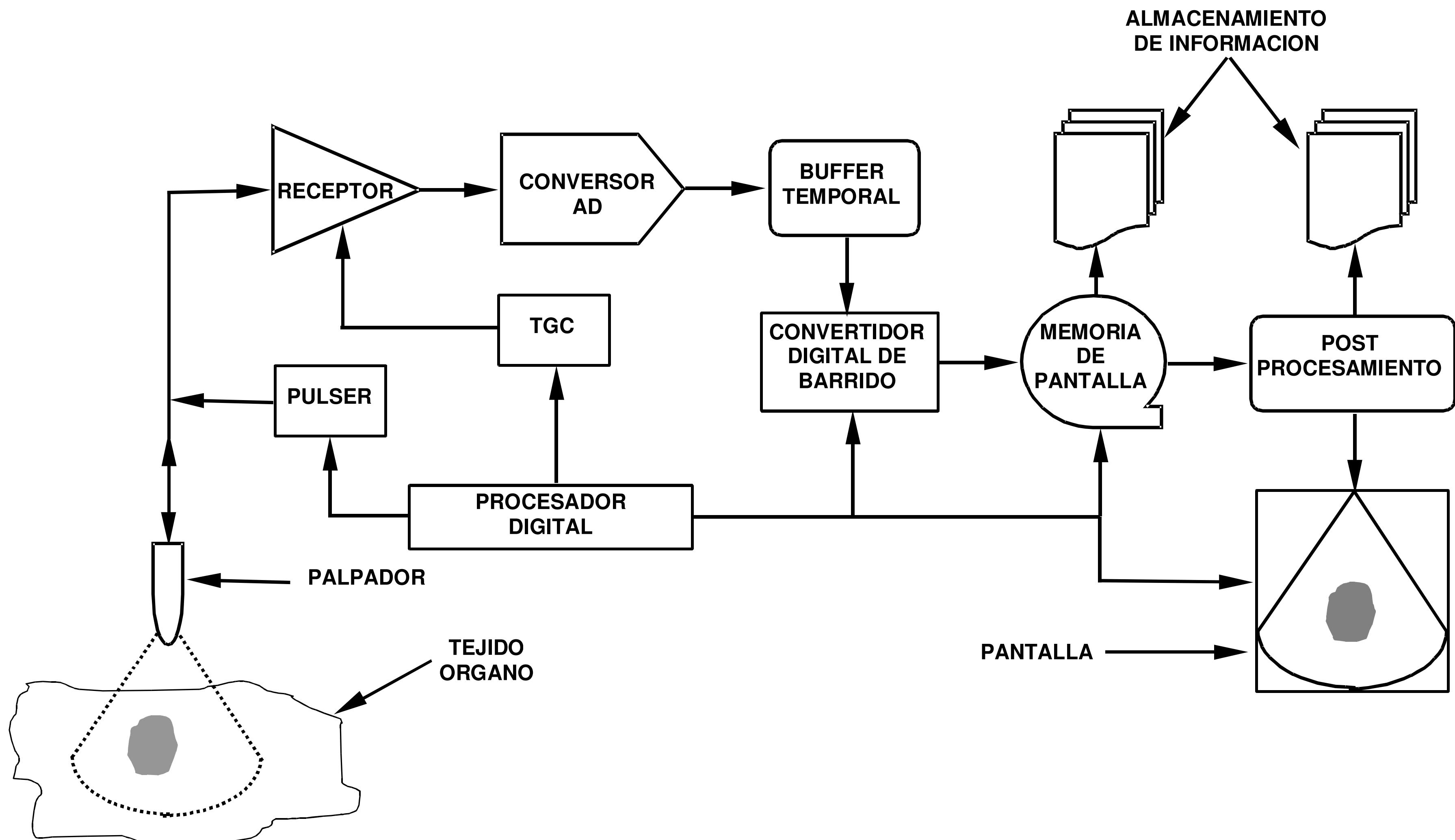


Sistema para END ULTRASCOPE (2)

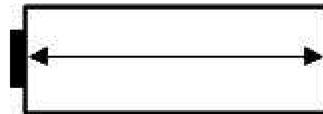
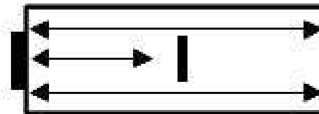
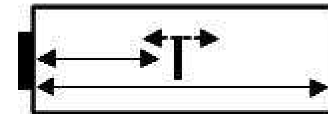
Principales Funciones

Función	Característica
Filtro FIR	31 coeficientes de 8 bits, programable. Opera en tiempo real (80 MS/s)
Filtro EMI	Elimina ruido impulsivo producido por interferencias EMI
Curva CAT	Compensación Atenuación-Tiempo: 512 puntos, programable, 48 dB
Diezmado	Programable 1:1 a 16:1 (equivalente a la frecuencia de muestreo)
Compresión de trazas	Programable 1:1 a 128:1, sin pérdida de información (amplitud-tiempo)
Número de canales	De 1 a 8 canales multiplexados @ 80 MS/s, pulso-eco o transmisión
Detección de envolvente	Rectificado doble onda y filtro IIR, programable.
Ventanas monopico	3, pueden ser independientes o ligadas, operar con RF o Video
Ventana multipico	1, registra hasta 128 picos con umbral y ancho de validación programables

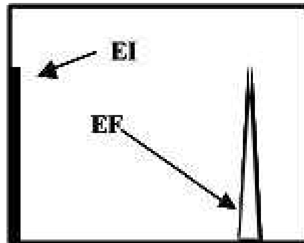
Esquema de un Sistema Analógico para A-scan

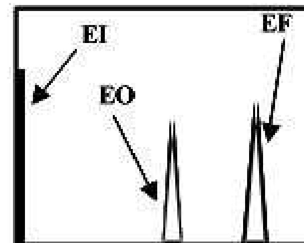


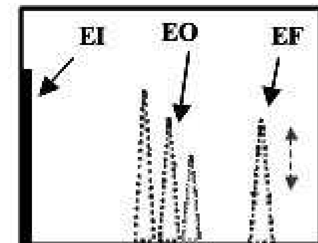
Relación entre A-scan y B-scan

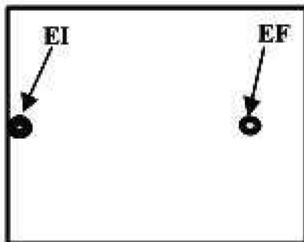
A-SCAN

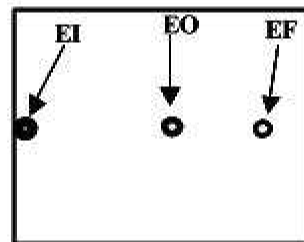


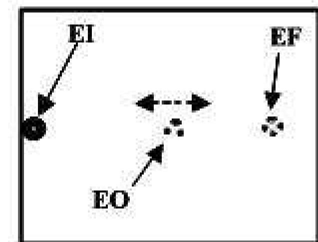




B-SCAN

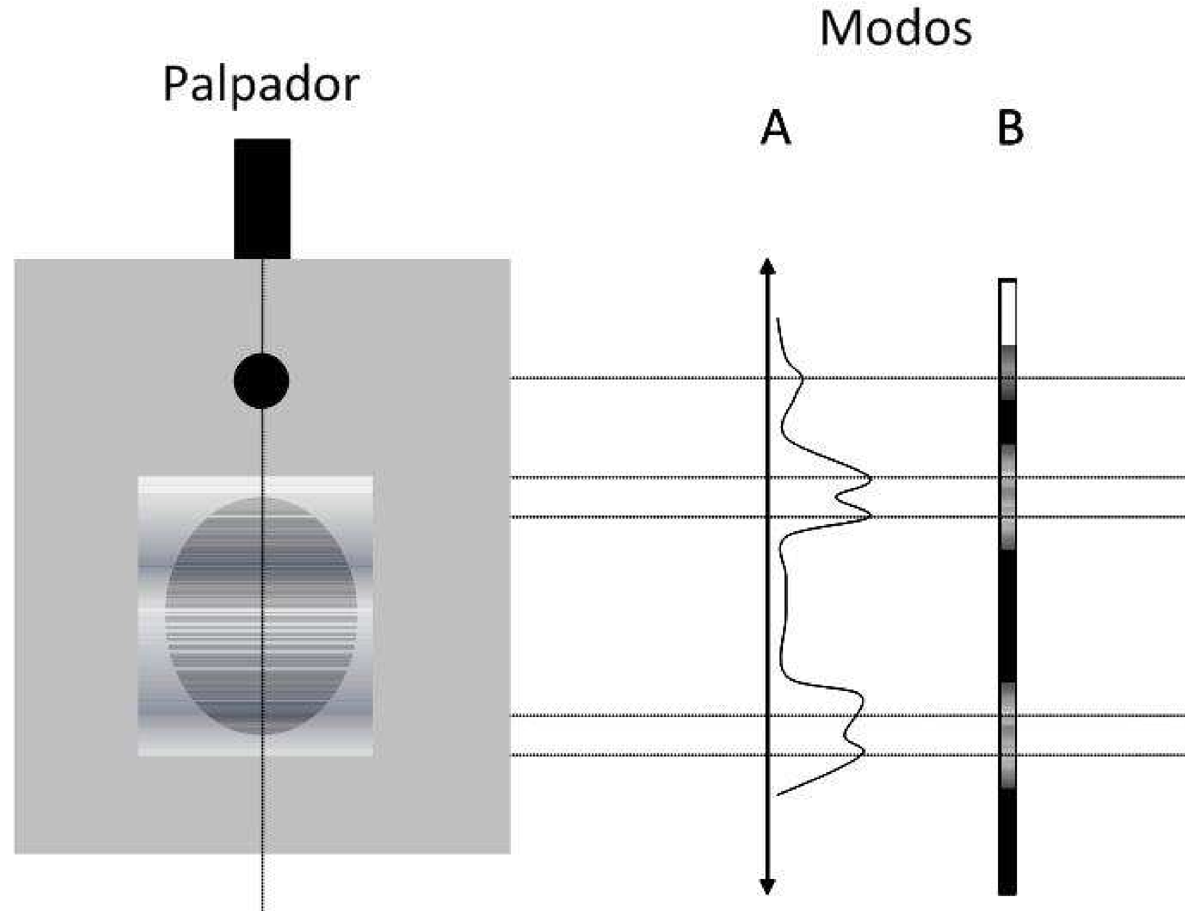




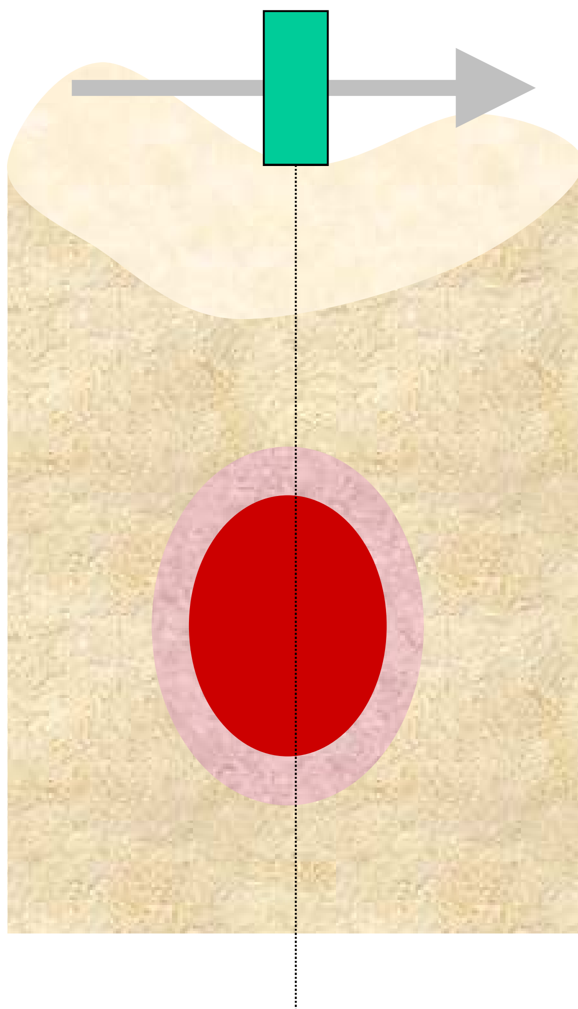


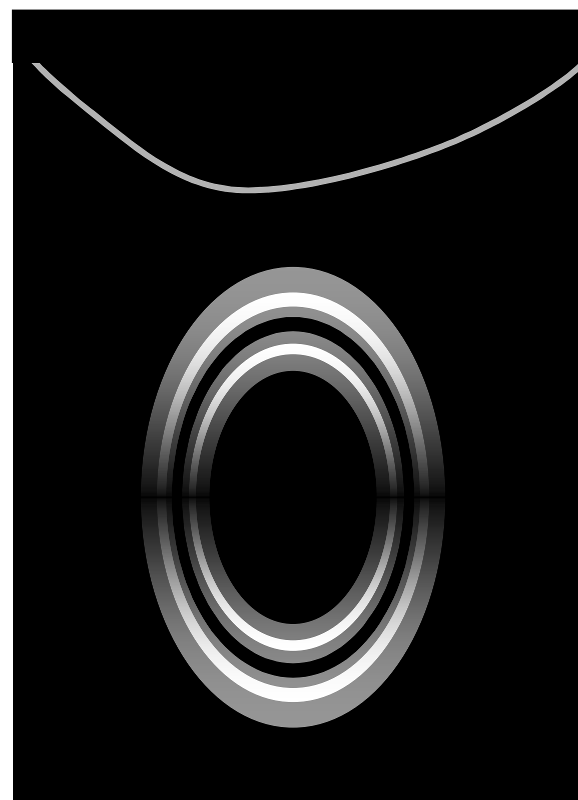
Correspondencia entre A-scan y B-scan (Modo A y Modo B)

Análisis de la relación entre A-scan y el B-scan obtenido a partir del primero. Es importante observar que la parte de mayor brillo en el registro del B-scan corresponde a valores de menor amplitud del A-scan. Inverso a la definición de B-scan.
Se trata de un ***criterio de codificación de la información***. El B-scan, por su naturaleza, se basa en el ***concepto de brillo : mayor amplitud, mayor brillo***

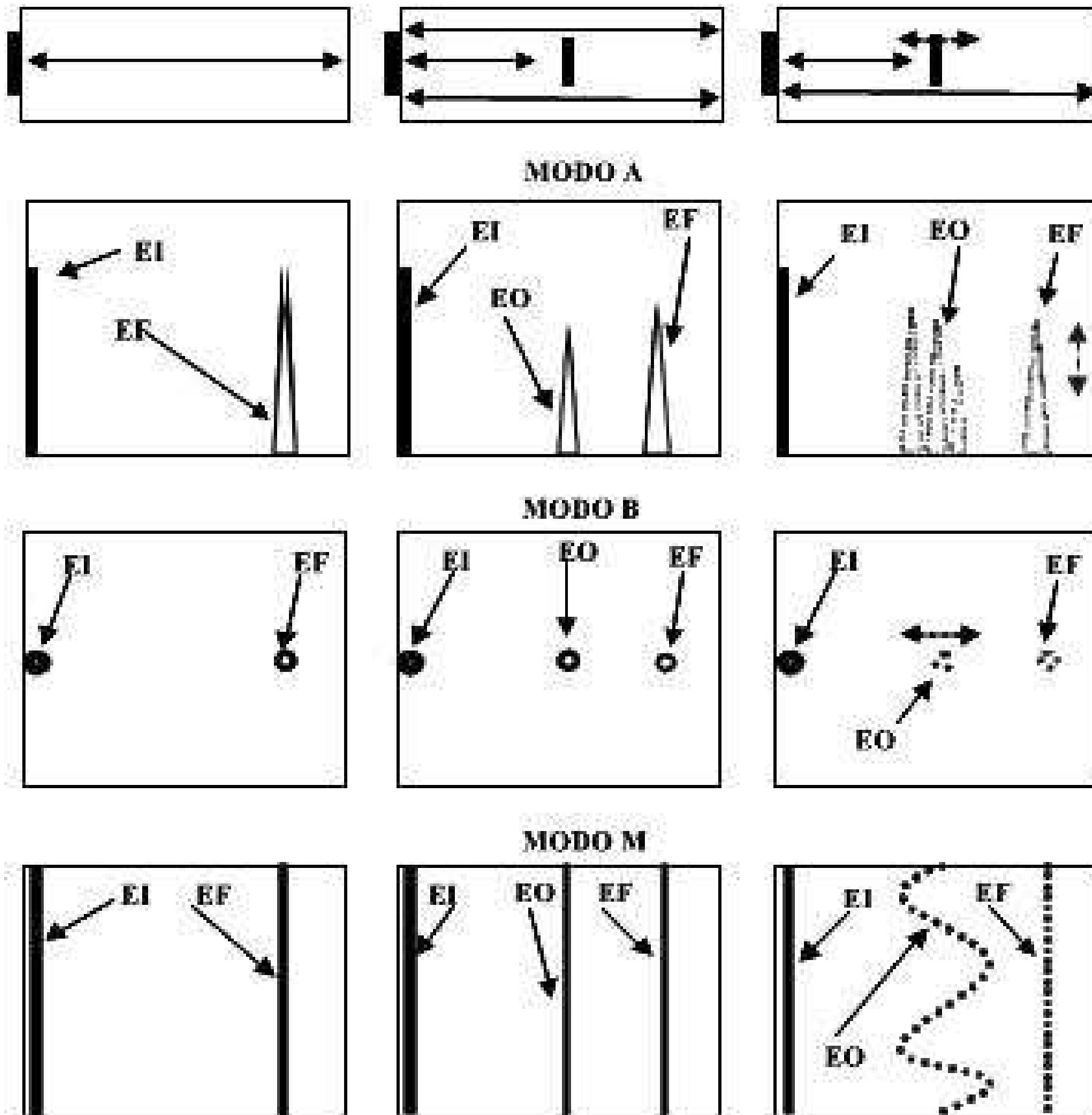


Vista de B-scan

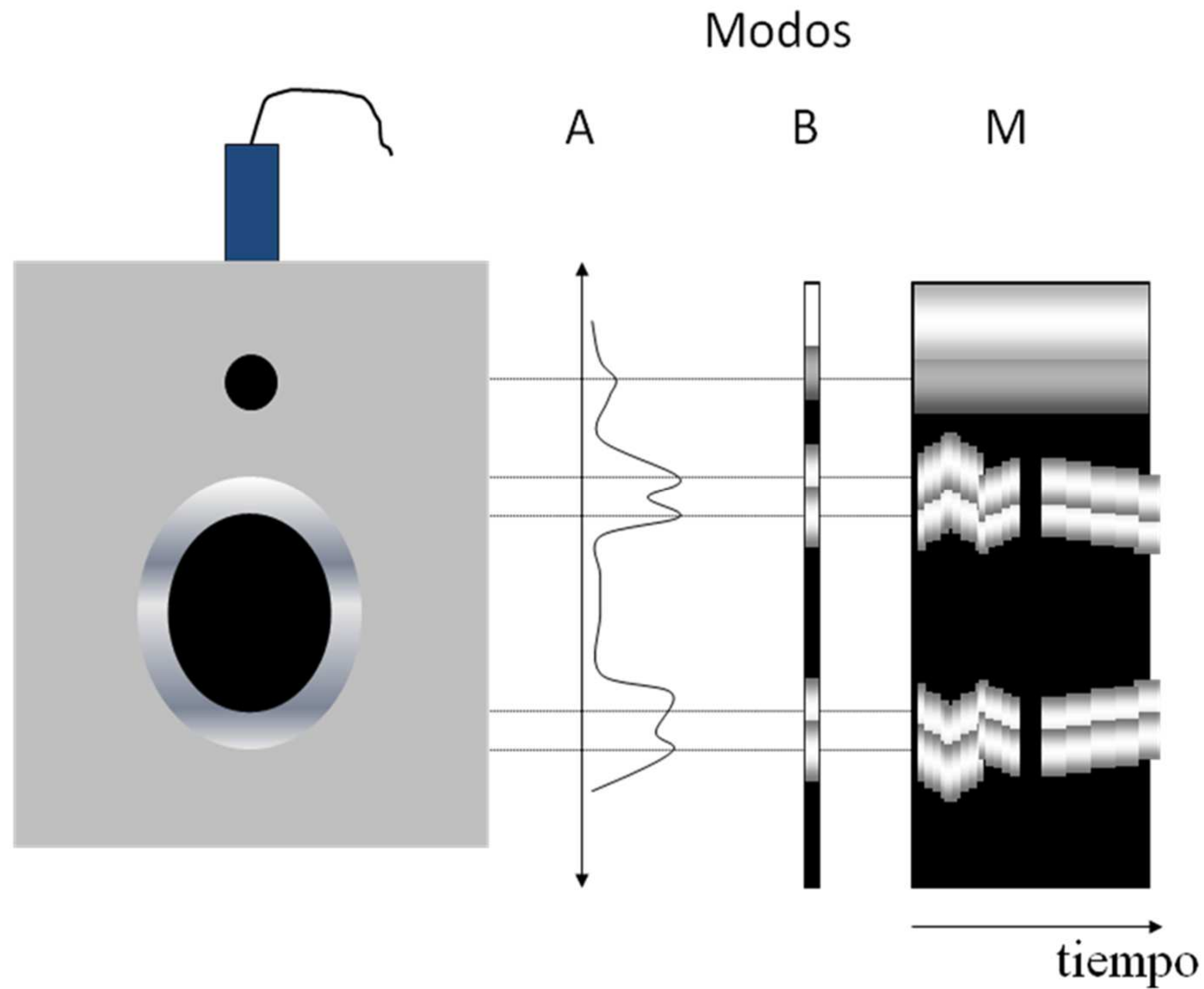




Diferencias entre Modo A, B y M

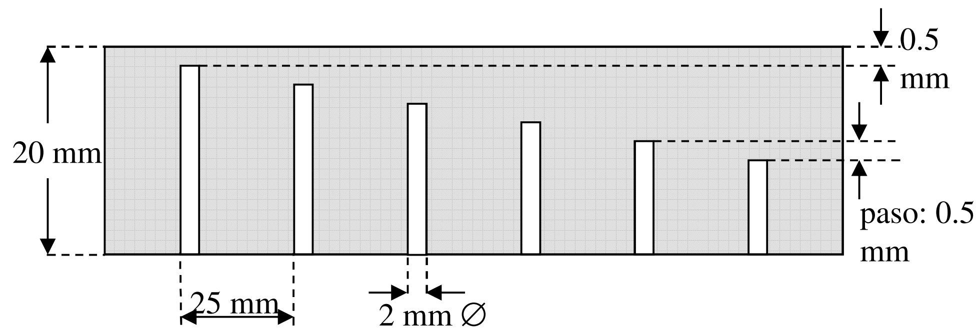


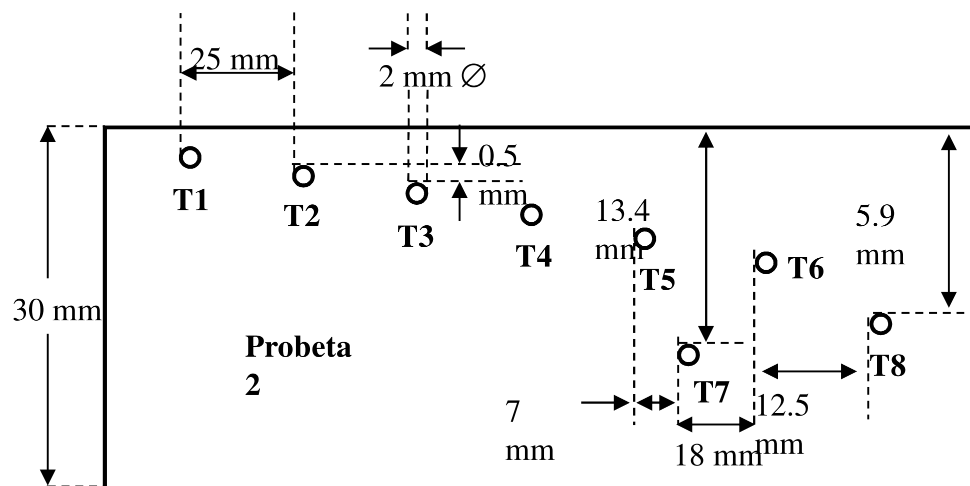
Correspondencia entre A-scan y B-scan y Modo M



B-scan: Probetas con taladros de fondo plano y horizontales

Material: **Aluminio**





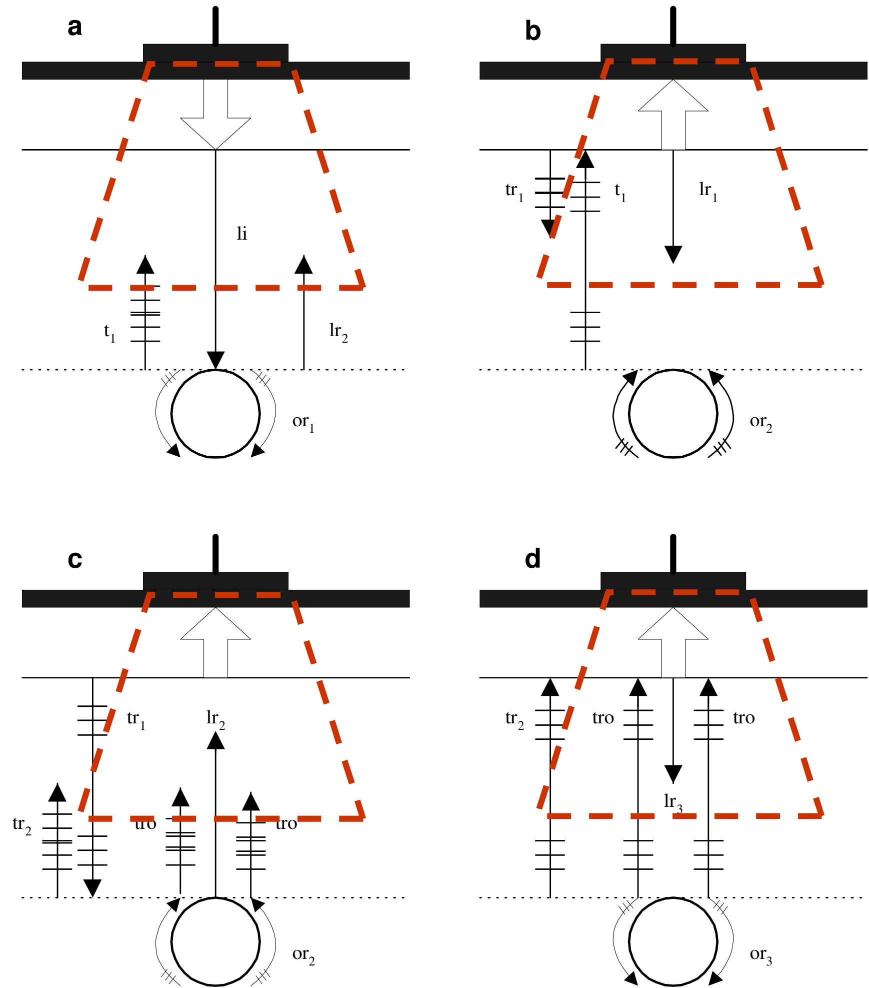
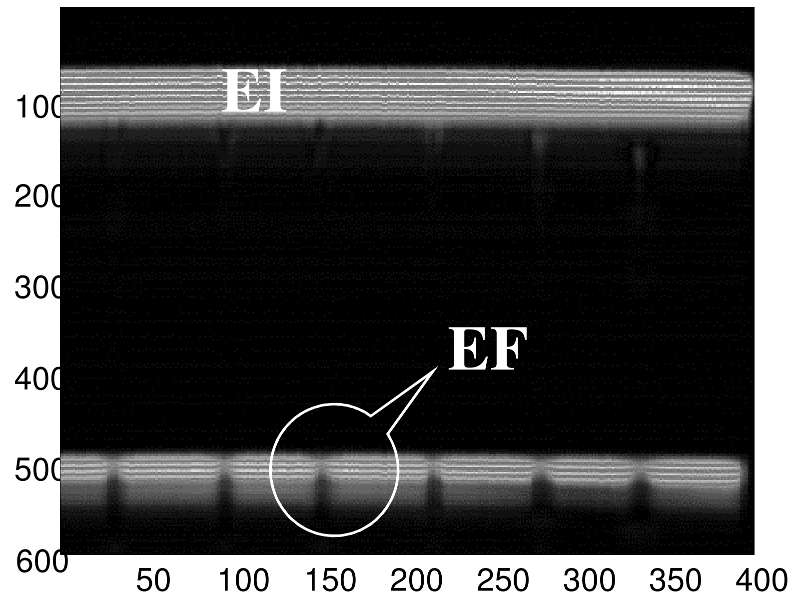
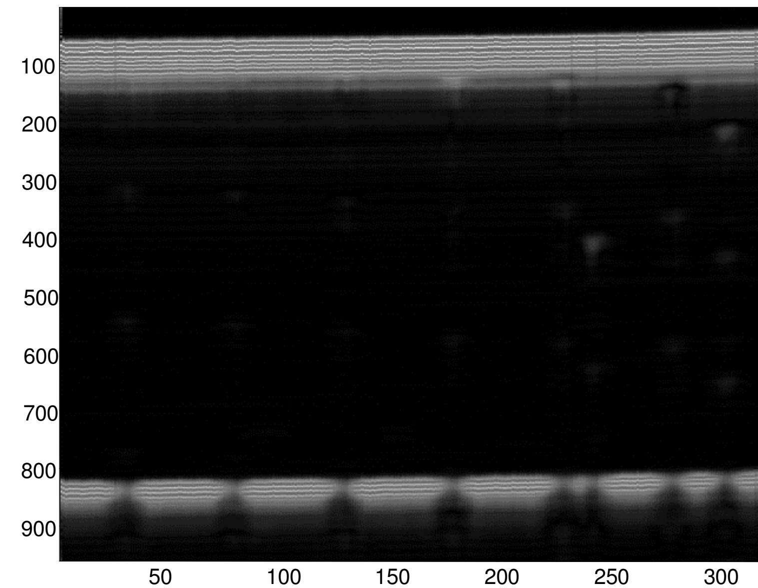
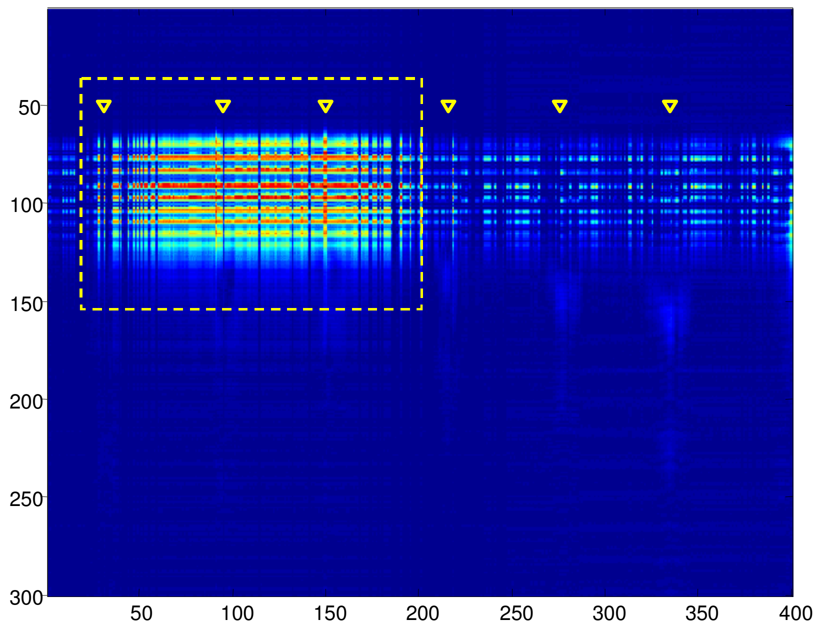


Imagen B-Scan de las Probetas - El eco de Fondo







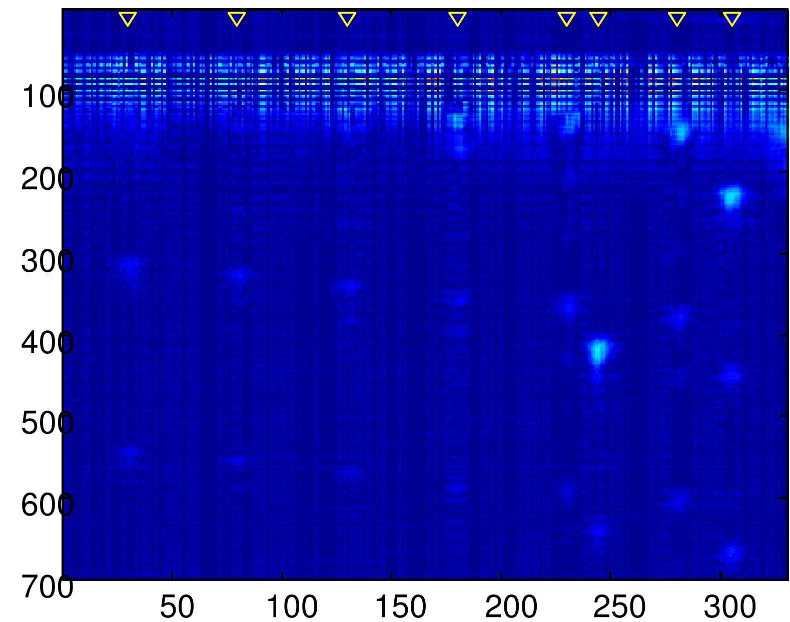
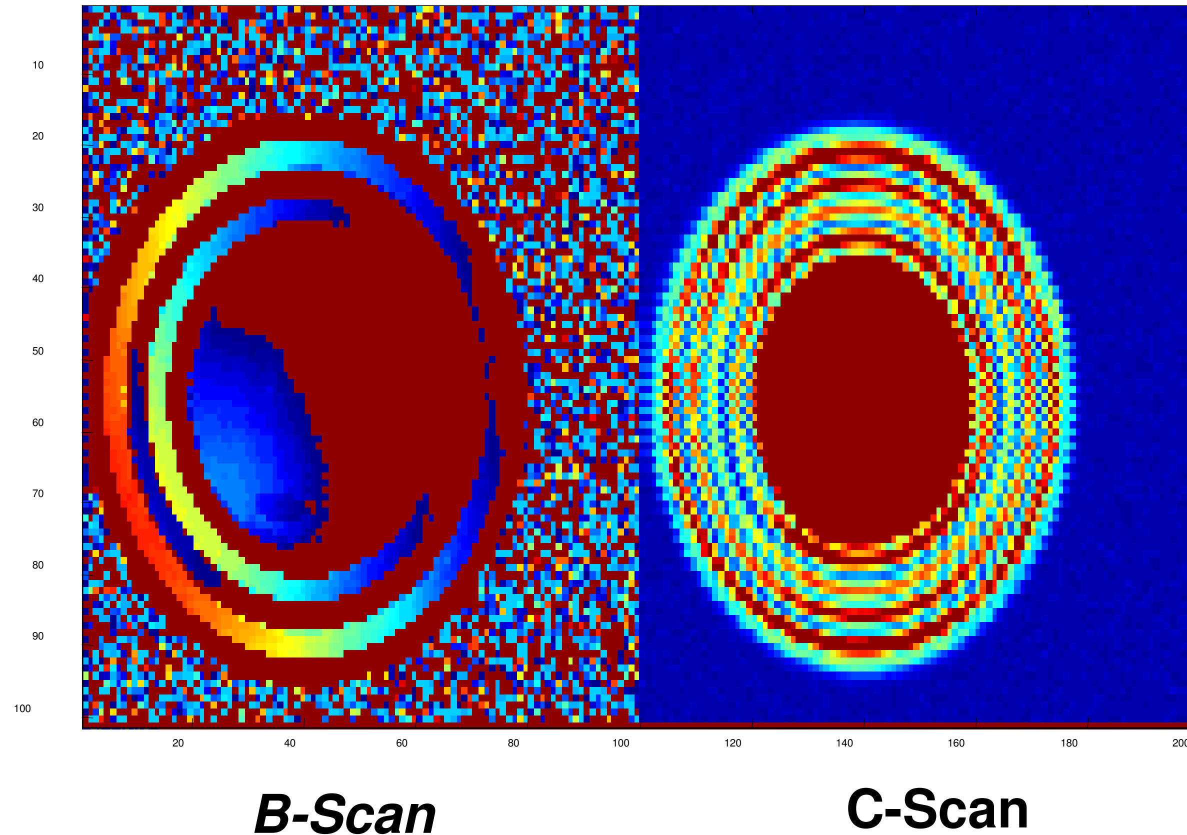


Imagen B y C-Scan: Tapa de conserva alimenticia

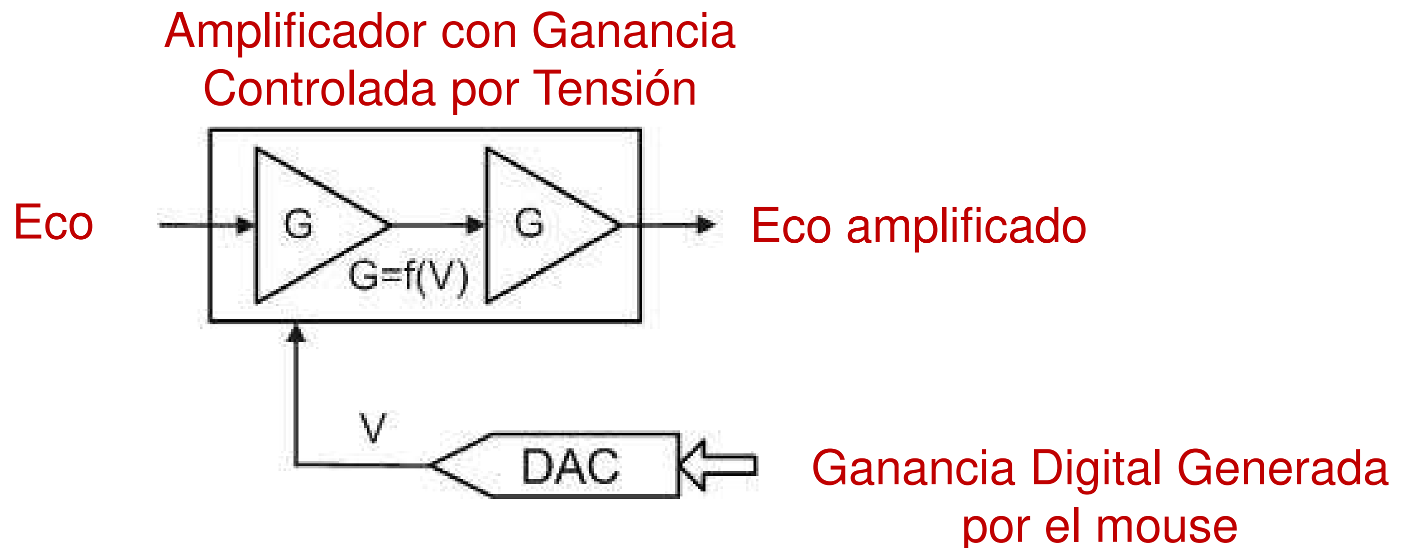


Alta resolución del B-Scan con solo dos datos por disparo

¿Por qué la diferencia del fondo en ambas imágenes?

Control Atenuación Distancia – CAD (1)

El control de ganancia visto, afecta a toda la traza, es decir, todo el eco es afectado por el valor de ganancia seleccionado. Existen algunas aplicaciones donde es necesario amplificar más un sector en particular de la traza y existen otras donde se necesita dar un perfil de ganancia diferente a distintos sectores de la traza. Los equipos modernos permiten al operador generar una curva de ganancia arbitraria, este control especial se lo denomina *control atenuación distancia* *o CAD*. que se genera con la asistencia de un mouse.

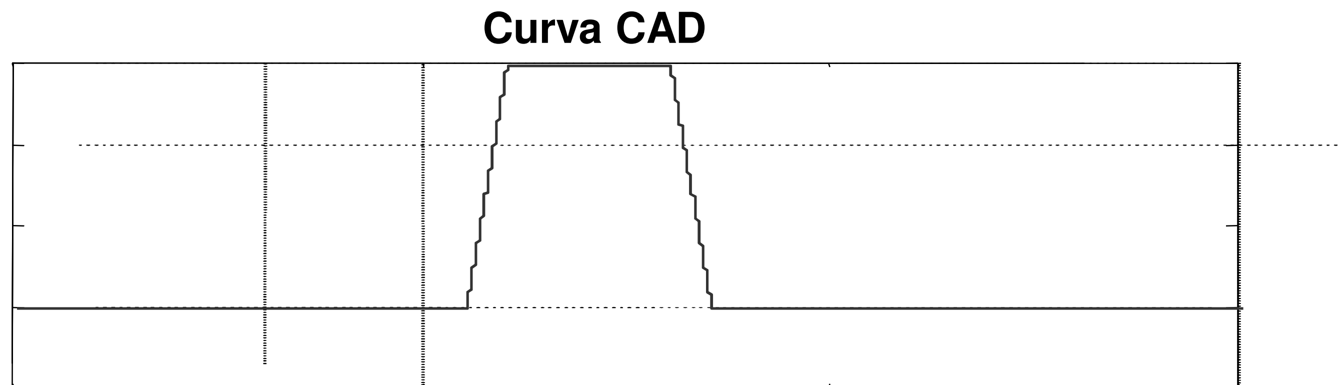


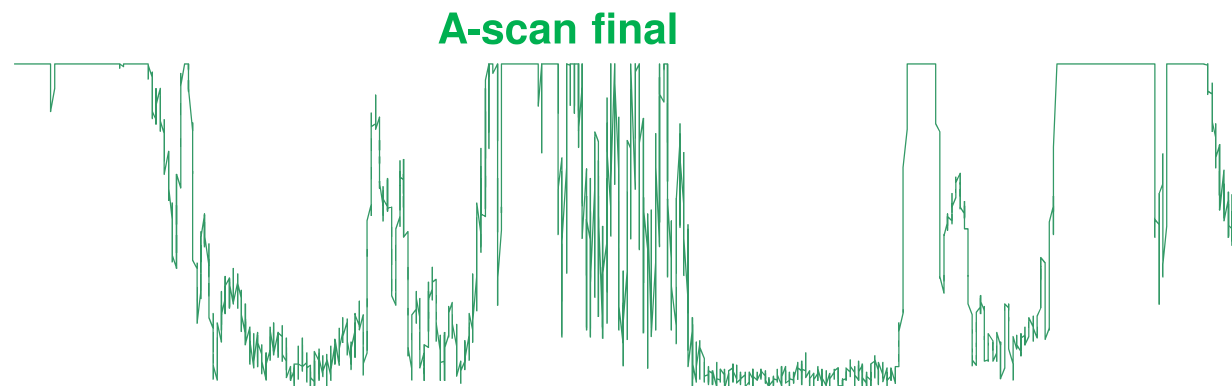
El número de puntos de la curva CAD puede estar en el orden de 128 o 256.
En estos sistemas, la curva CAD generada es empleada para variar la ganancia del amplificador de entrada del receptor de ultrasonido

Control Atenuación Distancia - CAD (2)

Ejemplo de Curva CAD compuesta por una ***ganancia fija de 10 dB*** *mas una* ***trapezoidal de 40 dB****.* Ecos procesados de un envase cerrado de puré de tomate con CAD triangular

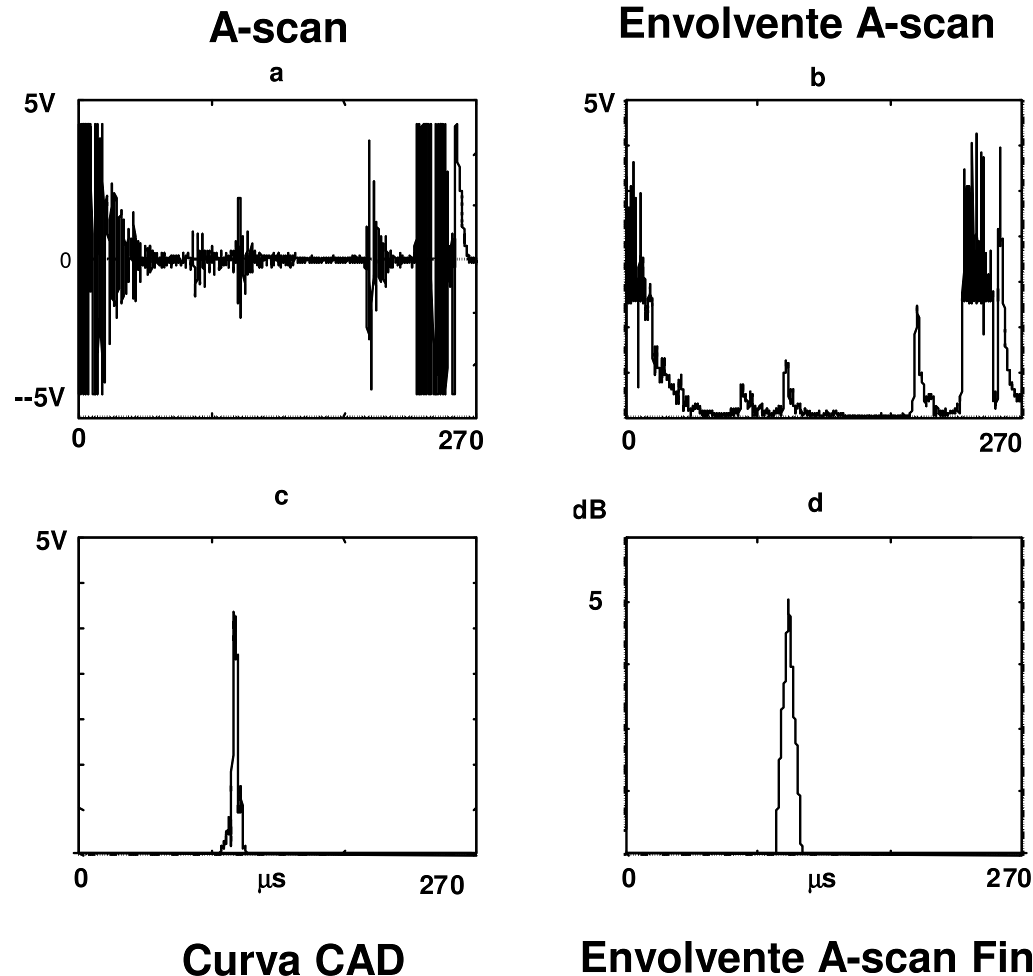






Control Atenuación Distancia – CAD (3)

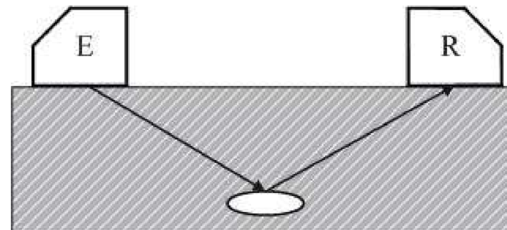
Ejemplo de Curva CAD compuesta por una ***ganancia fija de 0 dB*** *mas una* ***trapezoidal de 50 dB****.* Ecos procesados de un envase cerrado de puré de tomate con CAD triangular



Otros Métodos Usados en END (1)

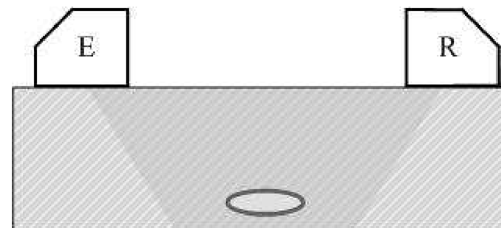
1- Configuración de palpadores pitch-catch

pitch-catch (lanzar y capturar). Este montaje de palpadores se usa entre otros, para la caracterización de defectos en núcleo de materiales compuestos. el ángulo de disparo del ultrasonido sea tal, que se generan ondas transversales. En emplean palpadores angulares y en general ondas de superficie y ondas reptantes o laterales (creeping waves) que viajan por la superficie y por el espesor de la pieza



2- Técnica CHIME

Basada en pitch-catch, permite trabajar con combinaciones de las ondas arriba citadas y detectar defectos basados en señales de difracción, da una idea del volumen donde se producen los efectos de difracción

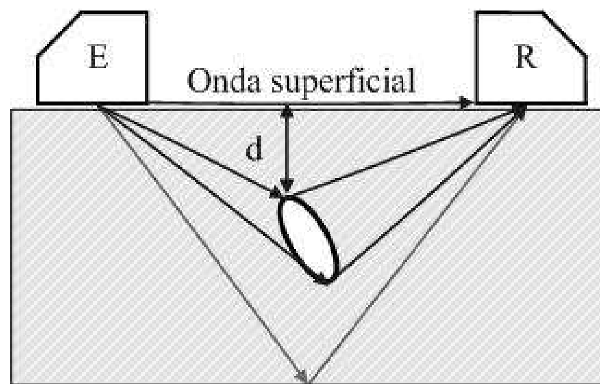


Para estos métodos el sistema de registro debe estar configurado en pulso – transparencia

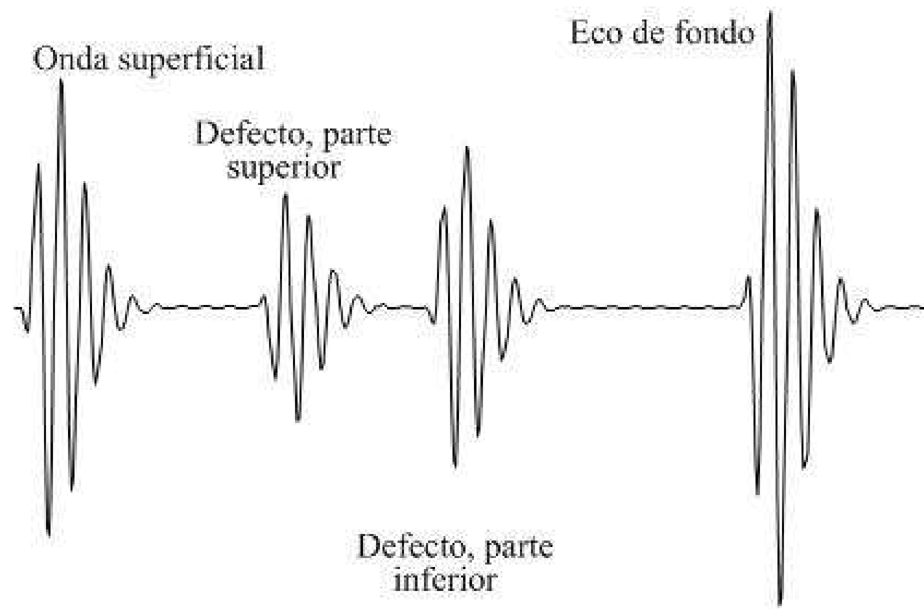
Otros Métodos usados en END (2)

3- Técnica TODF

TOFD o Tiempo de transito por difracción (Time Of Fligh Difracction). *S*e basa en la medida del tiempo de transito de señales de generadas entre ambos palpadores por el defecto.



Las señales de difracción están precedidas por una onda superficial y seguidas de la reflexión en la superficie opuesta a la reflexión en el fondo del material inspeccionado



Otros Métodos usados en END (3)

Cálculo del tamaño y profundidad del defecto

Secuencia de pasos

1- Tiempo de transito de la onda lateral

$$tt_L = \frac{S}{C} \qquad (1)$$

2- Tiempo de transito sobre el borde superior del defecto debido a la difracción

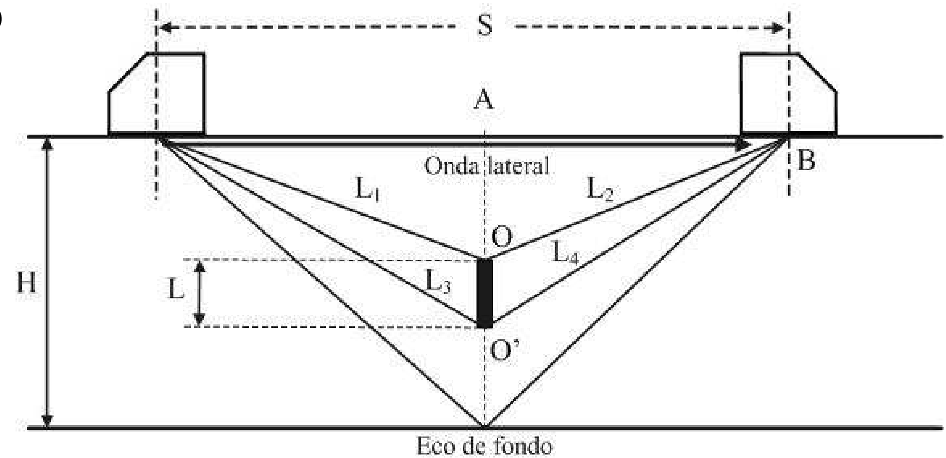
$$t_1 = \frac{\sqrt{4D^2 + S^2}}{C} \qquad (2)$$

3- Tiempo de transito sobre el borde inferior del defecto debido a la difracción

$$t_2 = \frac{\sqrt{4(D+L)^2 + S^2}}{C} \qquad (3)$$

4- Tiempo de transito debido a la reflexión en el fondo de la pieza

$$t_{rf} = \frac{\sqrt{4H^2 + S^2}}{C} \qquad (4)$$



5- Distancia a la que se encuentra el defecto respecto de la superficie de inspección

$$D = \frac{1}{2}\sqrt{Ct_1^2 - S^2} \qquad (5)$$

6- Altura del Defecto

$$L = \frac{1}{2}\sqrt{Ct_2^2 - S^2} - D \qquad (6)$$

7- Espesor de la pieza

$$H = \frac{1}{2}\sqrt{Ct_{trf}^2 - S^2} \qquad (7)$$

8- Altura del Defecto

$$S = \sqrt{C^2 t_{trf}^2 - 4H^2} \qquad (8)$$

Otros Métodos usados en END (4)

Código de Simulación para el cálculo del tamaño y profundidad del defecto

```
%todf
%Estima la altura L del defecto y la distancia D normal a la superficie de la pieza, en
%función de la velocidad del sonido en el material, el tiempo transito t1 (parte superior del
%defecto), t2 (parte inferior del defecto
%tef (reflexión sobre el fondo de la pieza y separación de los palpadores. Además indica
%el tiempo de transito de la onda lateral tl y el espesor H.
%de la pieza. Los tiempos citados se obtienen del correspondiente A-scan
function [tl,D,L,H]=tofd(t1,t2,tef,C,S)
tl=S/C;                              %Ecu. (1)
D=0.5*sqrt(C^2*t1^2-S^2);            %Ecu. (5)
L=0.5*sqrt(C^2*t2^2-S^2)-D;          %Ecu. (6)
H=0.5*sqrt(C^2*tef^2-S^2)-D; %Ecu. (7)
```

Ejemplo 7.2

Aplicar el método TODF a una pieza de acero de 350 mm por 340 mm con un espesor de 13 mm. Los palpadores de incidencia angular de 60 grados, separados a 96 mm. La c de las ondas longitudinales es de 5920 m/s. Del A-scan se tiene que el tiempo de transito de la onda lateral es de 16.7 μs, el tiempo desde el borde superior del defecto es de 16.51 μs, el del borde inferior de 17.25 μs y el tiempo de transito debido a la reflexión en el fondo de la pieza es de 16.8 μs.

De acuerdo a los datos: [tl,D,L,H] = tofd(16.51e-6,17.25e-6,16.8e-6,5920,96e-3)

resulta: tl ***= 1.62 μs, D = 9.2 mm, L = 8.2 mm, H = 3.8 mm***

Referencias

Métodos de Ensayos No Destructivos. Tomo I. INTA, España, 2003

Fritshc, C., Sánchez, T., Anaya, J.J., Izquierdo, M.A.G., Giménez, J. Sendas: An approach to modular digital signal processing for automated NDE. Proc. of the Second Conf. Applied to Process Control of Composite Fabrication. St. Louis, Missouri, pp.163-181. October, 1-2. 1996.

Veca, A., Fritshc, C., Sánchez, T., Anaya, J.J., Ullate, J. Estudio de Factibilidad de Detección de Cuerpos Extraños en Envases de Conserva. Congreso Regional de Ensayos No Destructivos y Estructurales. CORENDE, pp. 81-85, Mendoza, Argentina, Agosto de 1997.

AMPLIA. Arquitectura Modular para el Procesamiento y despliegue de Imágen Acústica, CYTED VII-17, 2000-2004.

Referencias

Veca, A. Estudio de Técnicas para la Detección de Impurezas en Envases de Conservas Alimenticias con Ultrasonidos. Informe Técnico, Centro Atómico Constituyentes (CAC), CNEA, febrero de 1998.

Veca, A. Detección de Cuerpos Extraños en Envases Cerrados de Guisantes mediante Filtrado Adaptable. Primeras Jornadas Iberoamericanas de Ultrasonidos. Cartagena de Indias, Colombia. 25-29 de mayo de 1998.

Ultrascope. Dasel Sistemas**. info@daselsistemas.com.** Arganda del Rey – Madrid – España

Veca, A., Accolti, E. Ultrasonido para Ingenieros y Estudiantes de Ingeniería. Capítulo VII. http://dea.unsj.edu.ar/ultrasonido



Aplicaciones Industriales del Ultrasonido
Ultrasonido para Uso Médico



Prof. Dr. Angel C. Veca
Marzo 2018

Tema III
Transductores de Ultrasonido, Lentes Acústicas y Arrays
Primera parte
Transductores de Ultrasonido y Lentes Acústicas

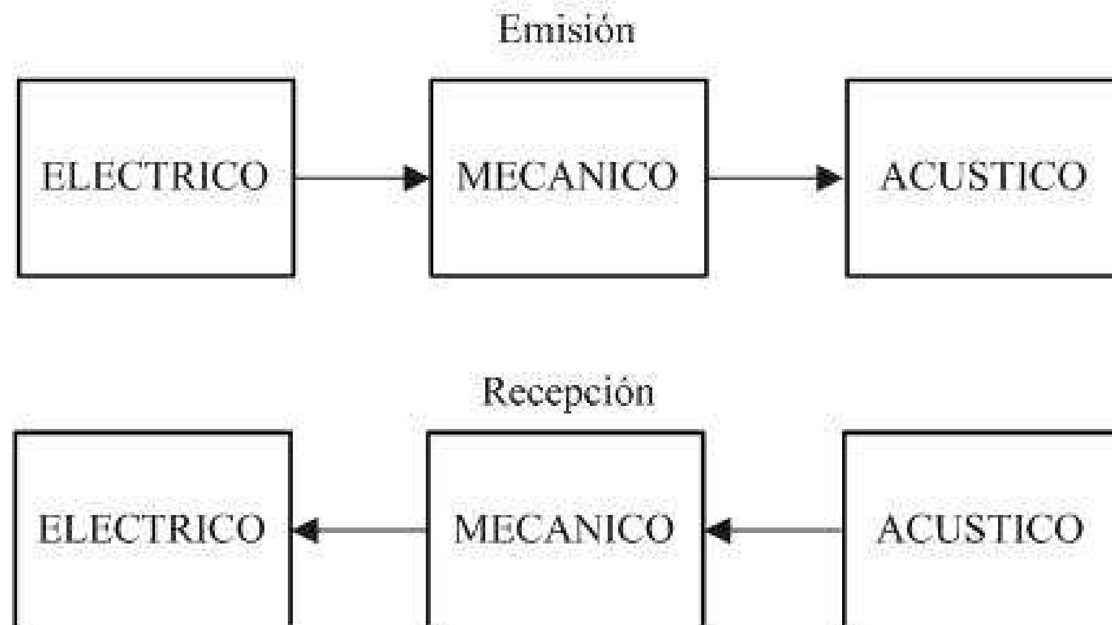
TEMARIO

Definición de transductor
Modelo y Respuesta Mecánica de un Transductor para Ultrasonido
Tipos de Sensores y sus Características Relevantes
Modelo Eléctrico de un Transductor Piezoeléctrico
El Campo de un Oscilador Ultrasónico
Excitación Pulsada y Resolución Axial
Concepto de Lentes y de Arrays Acústicos
Características constructivas y variantes de Transductores Piezoeléctricos
Características Eléctricas, Acústicas y Frecuenciales de Transductores Piezoeléctricos
Referencias

Transductores de Ultrasonido y Lentes Acústicas (1)

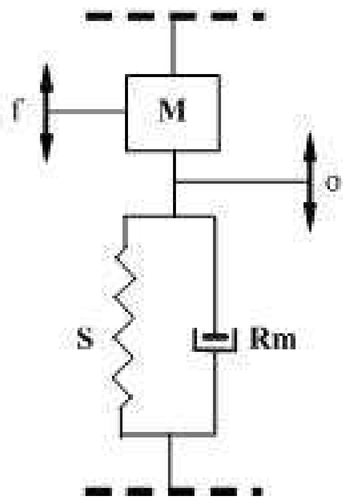
Definición

En general el nombre de sensor, se refiere a dispositivos diseñados para cuantificar o detectar parámetros específicos, por medio de elementos transductores. En ***un sensor***, los ***transductores*** son los ***elementos*** que desarrollan la función de **transformación** de una ***magnitud física en otra***



Transductores de Ultrasonido y Lentes Acústicas (2)

Modelo y Respuesta Mecánica de un Transductor para Ultrasonido

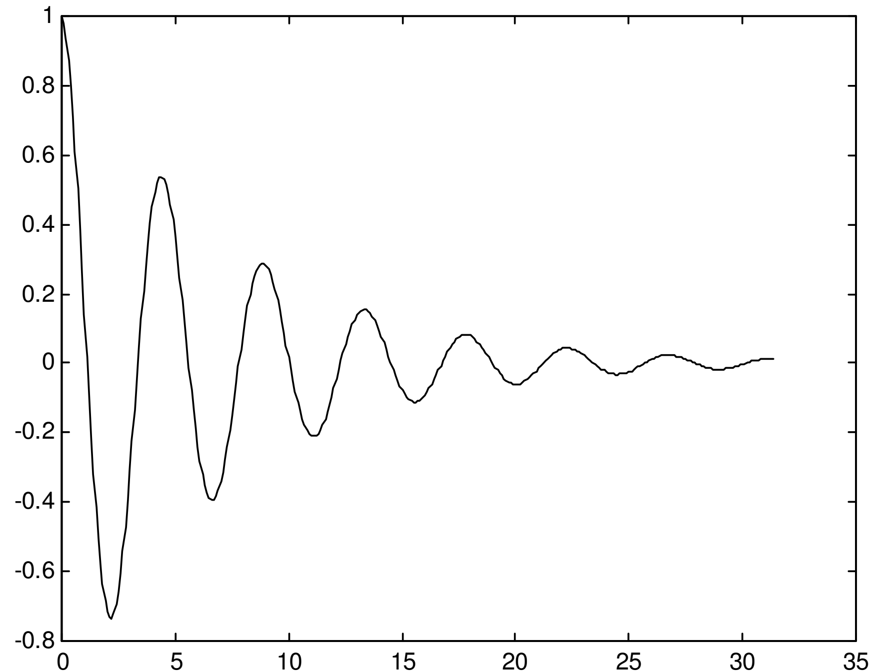


$$M\frac{d^2x}{dt}+Rm\frac{dx}{dt}+Kx=0$$

$$\alpha=\frac{Rm}{2M}$$ Coeficiente de amortiguamiento

Tiempo de relajación $\tau=\frac{1}{\alpha}=\frac{2M}{Rm}$

$$x(t)=x_0\,e^{-\alpha t}\cos(w_d\,t-\theta)$$



Transductores de Ultrasonido y Lentes Acústicas (3)

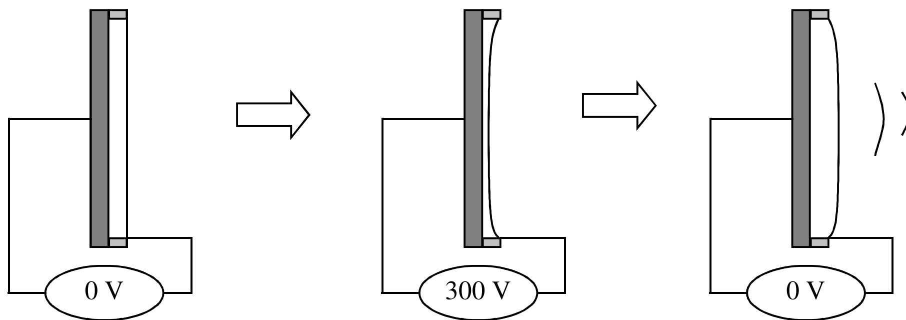
Tipos de Sensores y sus Características Relevantes

Existen diversas tecnologías para realizar esta función y en líneas generales podemos citar las siguientes:

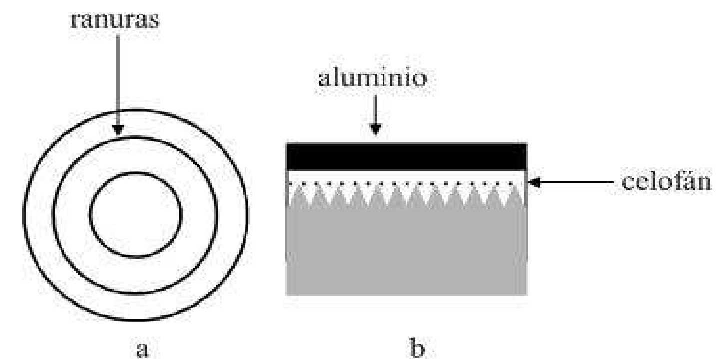
Electrostáticos – Electromecánicos - Piezoeléctricos

Transductores capacitivos.

Su empleo está limitado a aplicaciones en aire.



Coeficiente de amortiguamiento $\alpha = \frac{R}{2L} = \frac{1}{\tau}$



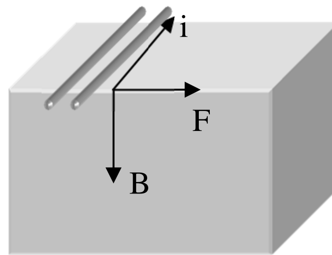
Frecuencia de resonancia

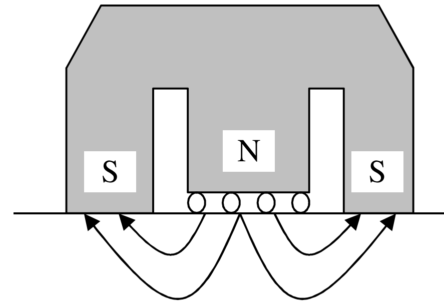
$$f = \frac{n}{2l}\sqrt{\frac{T_p}{\rho}}$$

TP: tensión aplicada, **l:** ancho de las ranuras, ρ, densidad de la lámina, **n**: una constante que del modo de vibrar de la membrana

Transductores de Ultrasonido y Lentes Acústicas (4)

Transductores acústicos electromagnéticos (EMAT Electro Magnetic Acoustic Transducer)





Aprovechan la ley de fuerzas F a las que se ve sometida una corriente eléctrica I en un campo magnético B tal como lo establece la ley de Lorentz

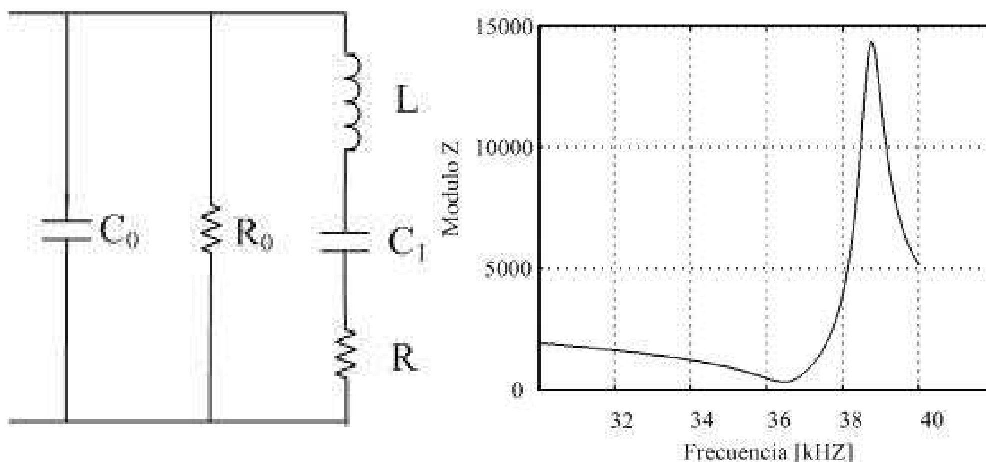
Transductores Piezoeléctricos

Los transductores piezoeléctricos se basan en el efecto que lleva su nombre descubierto en 1880 por J. y P. Curie. Cuando a un material piezoeléctrico se lo somete a un esfuerzo mecánico, se generan potenciales eléctricos entre sus caras. Estos mismos materiales muestran el fenómeno inverso, esto es, al aplicarles un potencial eléctrico sufren una deformación mecánica (ideales para pulso-eco). La frecuencia de oscilación se sitúa en el rango **5 kHz a 100 MHz**.

Transductores de Ultrasonido y Lentes Acústicas (5)

Modelo Eléctrico de un Transductor Piezoeléctrico

Las cerámicas piezoeléctricas presentan una amplia variedad en los valores de las constantes elásticas, eléctricas y piezoeléctricas. Además, los materiales cerámicos se pueden fabricar en una extensa gama de formas y tamaños y su eje de polarización puede orientarse según la geometría y el modo de vibración deseado. Actualmente, los materiales cerámicos más conocidos y utilizados, son los que se conocen con el nombre de **PZT** constituidos por **titanatos zirconatos de plomo**. Existen otras composiciones comerciales basadas en titanatos de bario, metaniobatos de plomo, niobatos de sodio, etc. La posición lider de los PZT se debe a su **potente efecto piezoeléctrico** y **elevado punto de Curie**, junto a la amplia gama de propiedades que ofrecen con pequeños cambios en su composición



$$f_{cero} = \frac{1}{2\pi}\sqrt{\frac{1}{L \cdot C_1}}, \quad f_{polo} = \sqrt{L\frac{C_0 + C_1}{C_0 \cdot C_1}}$$

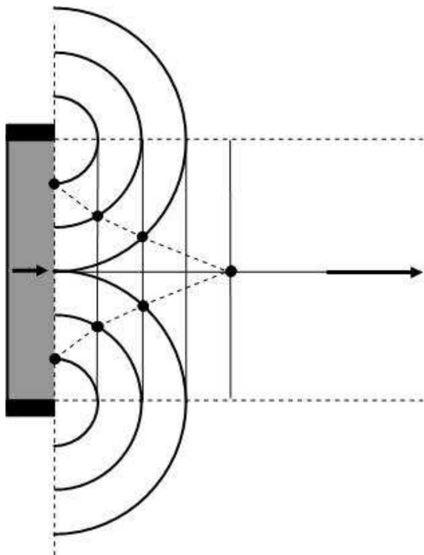
$$C_1 = C_0\left[\left(\frac{f_{polo}}{f_{cero}}\right)^2 - 1\right], \quad L_1 = \frac{1}{C_1 \left(2\pi f_{cero}\right)^2}$$

$$Q = \frac{f_0}{\Delta f} = \frac{L\,2\pi\,f_0}{R}, \quad \Rightarrow \quad R = \frac{L\,2\pi\,f_0}{Q} = \frac{w_0\,L}{Q}$$

Transductores de Ultrasonido y Lentes Acústicas (6)

El Campo de un Oscilador Ultrasónico

Hasta aquí se ha supuesto que los frentes de onda ultrasónicos son uniformes. En la realidad varían por la geometría de la fuente, la distancia y orientación relativa entre el material y el oscilador, el medio de acoplamiento entre la fuente y el material, etc. El campo ultrasónico producido por un oscilador, es equivalente al que se produciría al atravesar un frente plano un orificio cuya geometría coincide con la del oscilador, y que está rodeado por una lámina infinita perfectamente rígida. Se puede demostrar que traspasada la lámina, se crea un *frente plano* limitado por el perímetro de la apertura que se propaga de forma uniforme, y, unas ondas, comúnmente llamadas *ondas de borde*, que surgen invertidas desde el perímetro de la apertura y se propagan como ondas libres en el espacio

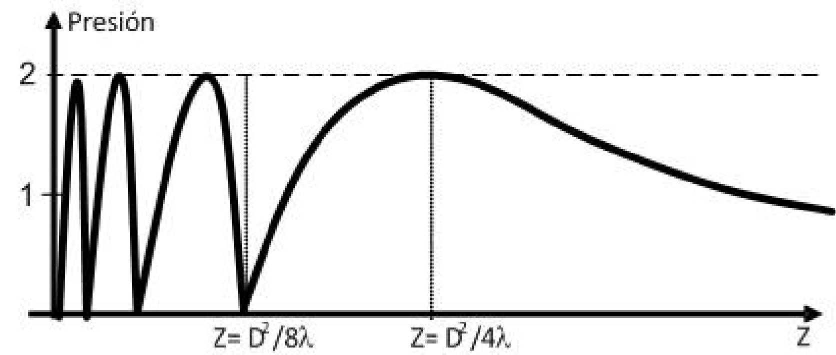


El campo creado por el oscilador, es el resultado de las interferencias entre el frente plano y las ondas de borde.

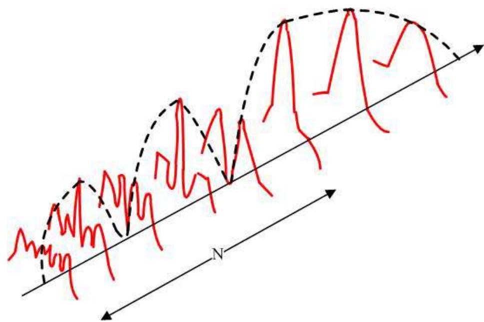
Transductores de Ultrasonido y Lentes Acústicas (7)

$$P = P_0 \left| \frac{sen\,\pi\, D^2}{8\lambda} \frac{1}{z} \right|$$

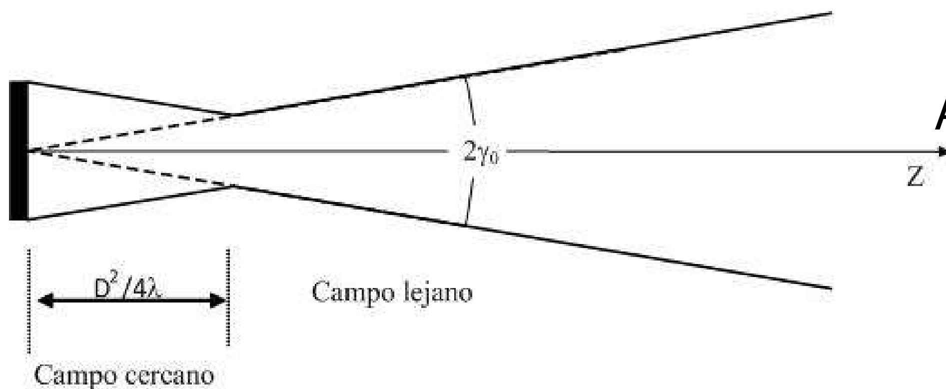
D = diámetro de la cerámica
Z = distancia



Vista espacial



Campo cercano $$N = \frac{D^2}{4\lambda}$$



Apertura del haz $$\gamma_0 = 1.2 \frac{\lambda}{D} 57.3 \; [grados]$$

Transductores de Ultrasonido y Lentes Acústicas (8)

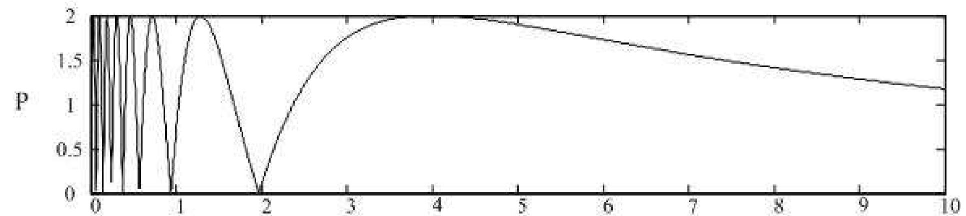
Código de simulación

```
function [Rel, N, fhi, P]=pre_emi_disco(D,lambda,n,Po)
%Cálculo del campo cercano
N=D^2/(4*lambda); z=.1:.1:n*N; cte=(D/2)^2;
%Cálculo de P a partir de la Ecu. (3.39)
P=2*Pc*abs(sin((pi/lambda)*(sqrt(cte+z.^2)-z)));
%Cálculo de P simplificado, Ecu. (3.44)
cte1=pi*D^2/(8*lambda);
P1=Pcero*2*abs(sin(cte1./z));
```

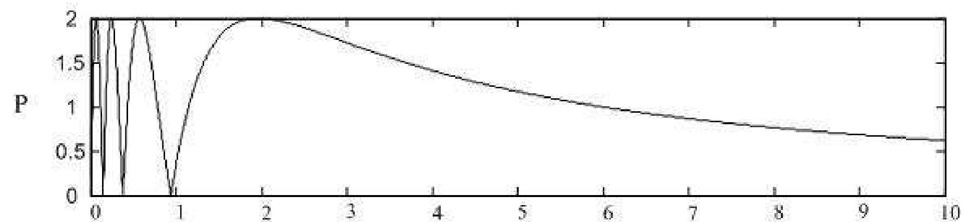
Ejemplo

D= 24mm   λ = 1.5 mm

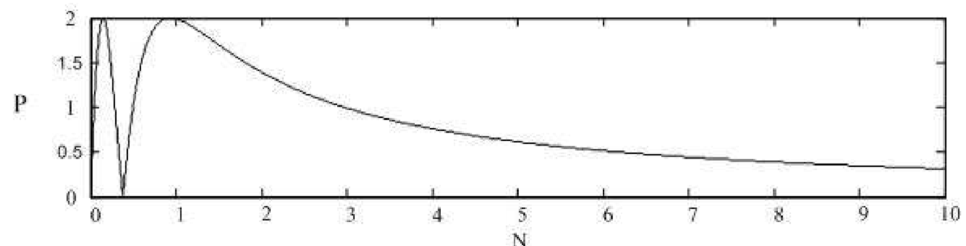
$D/\lambda = 16, \quad N = 96. \quad \gamma_0 = 4.29^o$



$D/\lambda = 8, \quad N = 48. \quad \gamma_0 = 8.5^o$



$D/\lambda = 4, \quad N = 24. \quad \gamma_0 = 17.9^o$



Radiación de un Transductor tipo Pistón

$$P = 2\,P_Z \frac{J_1(X)}{X}$$

donde

$$X = \pi\left(\frac{D}{\lambda}\right) sen\,\gamma$$

z, distancia

$J_1(X)$, función de Bessel de primer orden

$$\frac{J_1(X)}{X} = 1$$ sobre el eje z

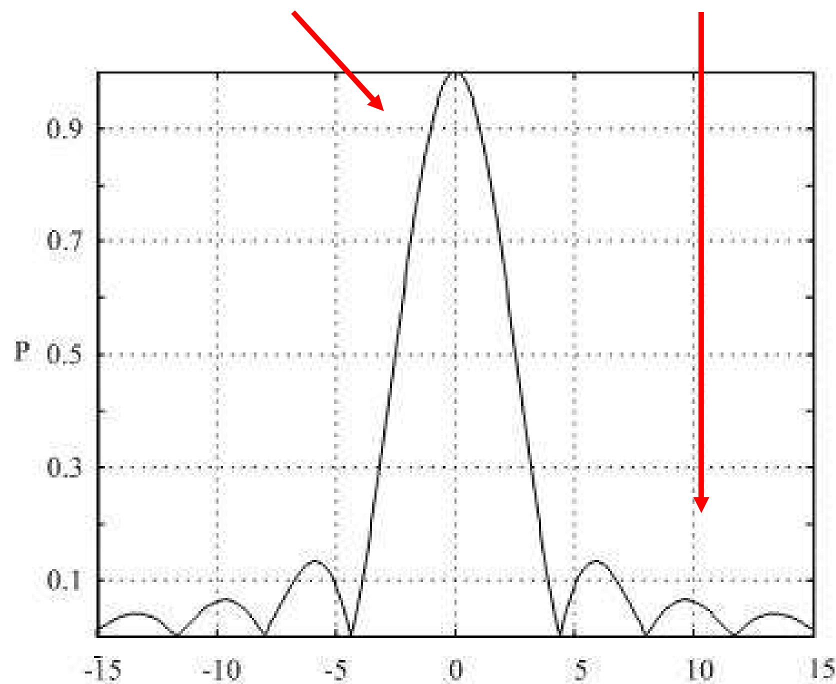
primer cero $J_1(\pm 3.83) = 0$

ángulo de divergencia

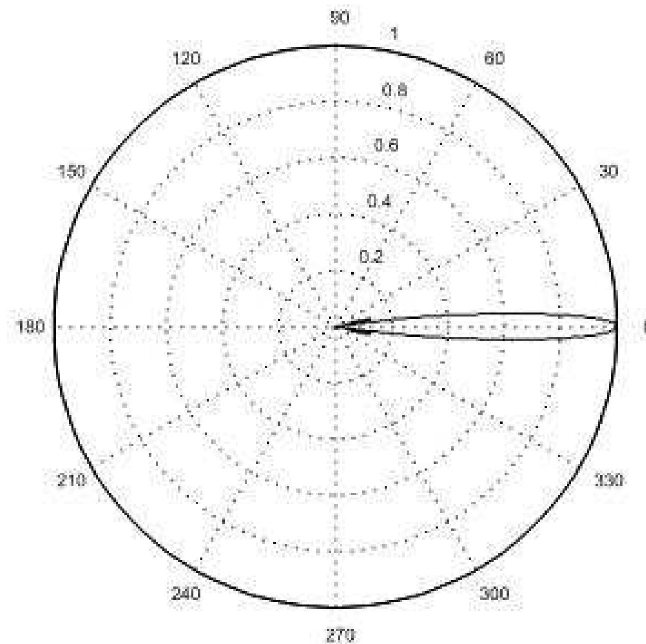
$$\gamma_0 = sen^{-1}\left(1.21\frac{\lambda}{D}\right)$$

Lóbulo principal

Lóbulos secundarios



Patrón de radiación



Polar

Transductores de Ultrasonido y Lentes Acústicas (10)

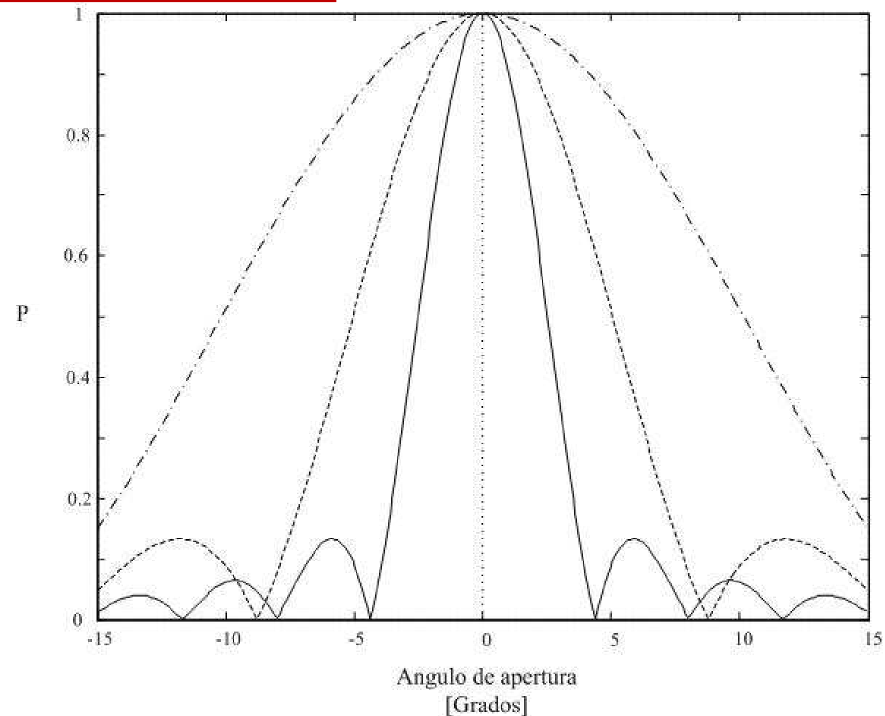
Código de simulación

```
function pre_rad_pcir1(D,lambda,gamma_min,gamma_max)
%Conversión de grados a radianes
fac=pi/180;
gamma_min=gamma_min*fac;
gamma_max=gamma_max*fac;
rel=D/lambda;
gamma=-gamma_min:.0017:gamma_max;
X=pi*rel*sin(gamma);
P=abs(2*Besselj(1,X)./X);
```

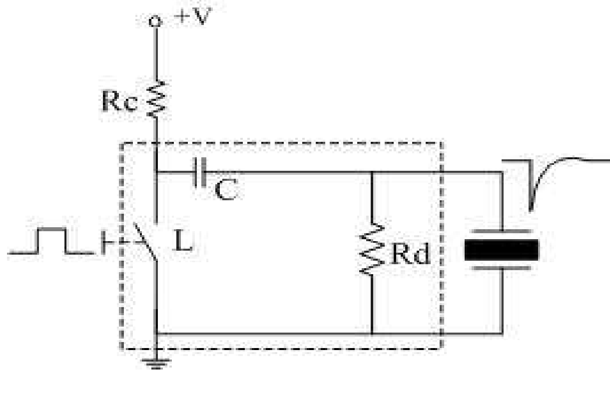
Ejemplo

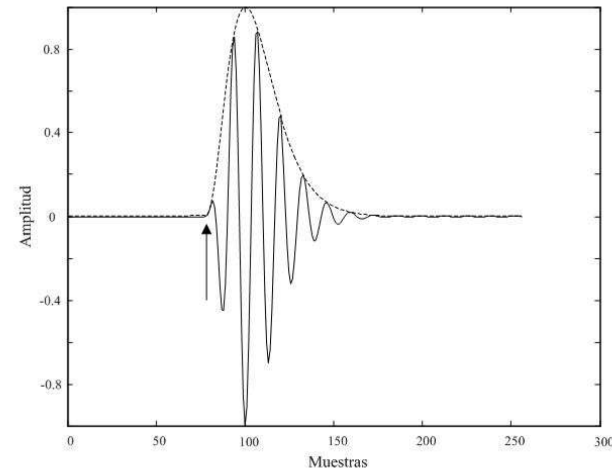
$D/\lambda = 16$, $D/\lambda = 8$ y $D/\lambda = 4$.

Línea continua $D/\lambda = 16$,
línea con puntos $D/\lambda = 8$,
línea con punto y raya $D/\lambda = 4$.



Excitación Pulsada y Resolución Axial





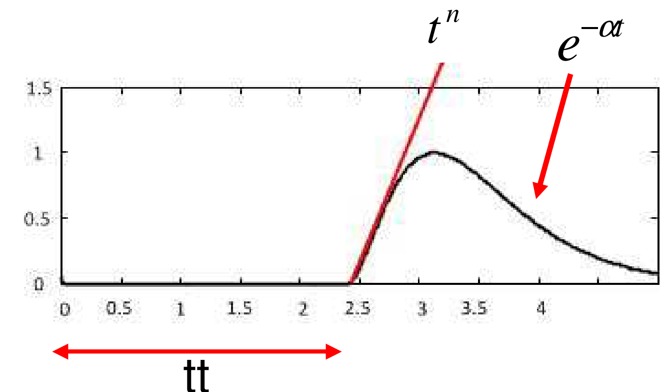
Señal de eco $s(t) = Rf(t)\, m(t)$

Portadora $Rf(t) = sen[2\pi f_0 t + \theta]$

$$Parte\ ascendente \to Función\ Potencial \approx t^n$$

$$Parte\ descendente \to Función\ Exponencial \approx e^{-\alpha t}$$

Envolvente/Modulante $m(t) = A_0\, t^n\, e^{-\alpha t}$



$$s(t) = A_0 (t - tt)^n e^{-\alpha(t-tt)} sen[2\pi f_0 (t - tt) + \theta]\, u(t - tt) + \eta(t)$$

Modelo Polinómico del eco

n = 2, para f_0 <= 320 KHz – n = 3, para f_0 > 320 KHz

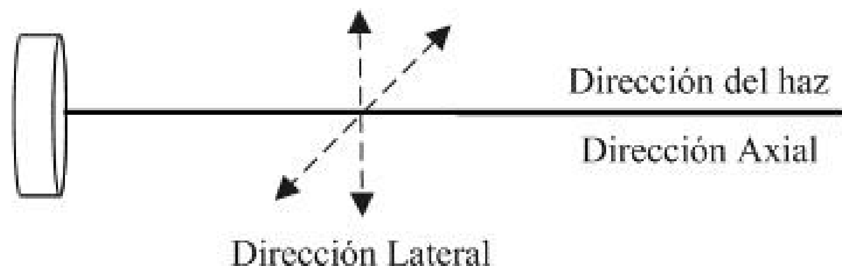
Transductores de Ultrasonido y Lentes Acústicas (12)

La presión a la salida de un transductor es proporcional a la energía almacenada en sus oscilaciones. Se puede demostrar:

$$P = P_0\, e^{-\left(\frac{w_0}{2Q}\right)t}$$

Surge una pregunta: ***¿es deseable tener un transductor con alto o bajo Q?*** Evidentemente depende de la aplicación.

Si se trabaja con técnicas pulsadas, pulso-eco, conviene que el Q sea bajo. La conveniencia de tener un transductor de bajo Q está relacionada con la denominada ***Resolución Axial***. Por **resolución axial** se entiende la **capacidad de medida del instrumento** usado para **resolver o detectar dos objetos cercanos** (poca separación entre ellos) **sobre el eje axial** o eje de la dirección en la que es emitida la onda de presión del transductor.

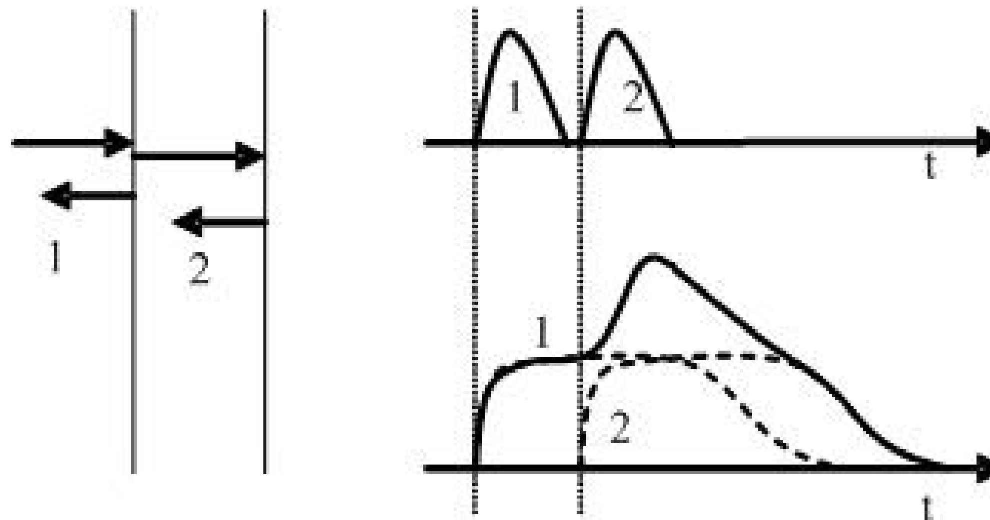


Con otras palabras: **Resolución axial es la capacidad para discriminar dos reflectores que se encuentran alineados con el eje del transductor**

Transductores de Ultrasonido y Lentes Acústicas (13)

Resolución axial o **capacidad para discriminar dos reflectores que se encuentran alineados con el eje del transductor**. Este parámetro **depende del ancho de banda del pulso**

La siguiente figura muestra los ecos procedentes de las caras 1 y 2 de una placa estrecha. Los ecos resultan **claramente distinguibles** cuando se utilizan **pulsos de corta duración**, en cambio, con **pulsos más largos**, **los ecos** provenientes de las caras de la placa **se superponen**, por lo que se dificulta la evaluación



Transductores de Ultrasonido y Lentes Acústicas (14)

Resolución Axial y Lateral

Resolución Axial

$$RA \approx \frac{Q\lambda}{4}$$

Depende del Q y de λ

Resolución Lateral

$$RL = 2.44\left(\frac{l_f}{D}\right)\lambda$$

Depende de D, del punto de enfoque y de λ

Ejemplo

Se dispone de un palpador que opera a una frecuencia de **3.5 MHz** con un **Q** de **7**, un diámetro de **1.5 cm**, la longitud focal del lente es de **5 cm** y la longitud de onda en el medio es de **0.043** cm. Determinar la resolución axial y lateral

$$RA = \frac{Q}{4}\lambda = \frac{7}{4}0.043 = 0.075\,cm$$

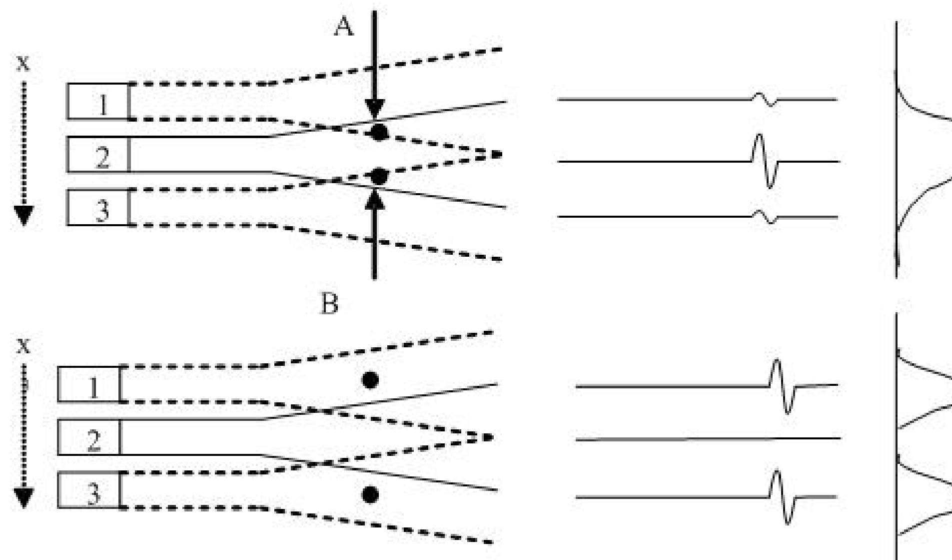
$$RL = 2.44\left(\frac{5}{1.5}\right)0.043 = 0.35\,cm$$

Si el Q se duplica

$$RA = \frac{Q}{4}\lambda = \frac{14}{4}0.043 = 0.15\,cm$$

Transductores de Ultrasonido y Lentes Acústicas (15)

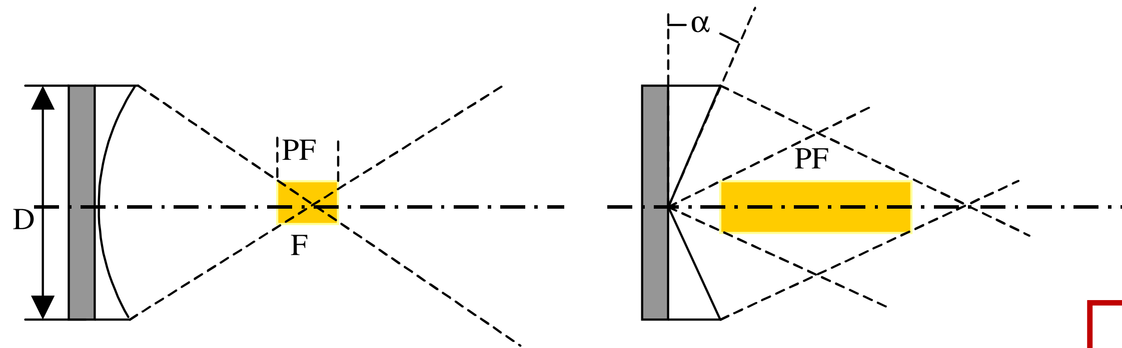
Resolución lateral o **capacidad para separar dos puntos que están en una recta perpendicular a la dirección de propagación de los ultrasonidos**. La resolución lateral viene dada por el ancho A del frente acústico utilizado. Para puntos del campo lejano el ancho del haz acústico aumenta linealmente con la distancia al transductor

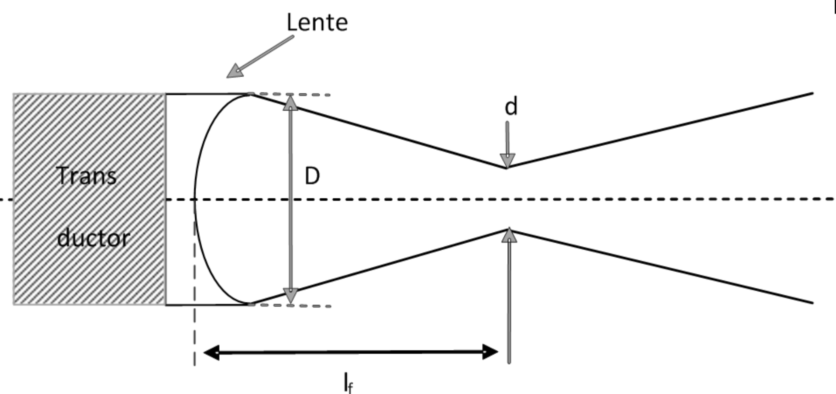


En el primer caso, la separación entre los puntos es inferior al ancho A del haz, por lo que resultan indistinguibles en el corte lateral. En cambio, cuando la distancia entre los puntos es superior al ancho del haz, éstos resultan perfectamente observables en la imagen.

Transductores de Ultrasonido y Lentes Acústicas (16)

Las **lentes acústicas** realizan el mismo efecto de las **lentes ópticas**, es decir, ***modifican el perfil del haz ultrasónico*** *con ánimo de obtener mejoras en los parámetros de las imágenes*, especialmente la resolución lateral, intensidad de las señales ultrasónicas, uniformidad de las señales, etc. Existen numerosos perfiles de lentes, pero entre ellos destacaremos los dos tipos más usados: la lente esférica convergente y la lente cónica.





Profundidad del Foco

$$PF \approx 3\left(\frac{l_f}{D}\right)^2 \lambda$$

Diámetro del Punto Focal

$$d = 2.44\left(\frac{l_f}{D}\right)\lambda$$

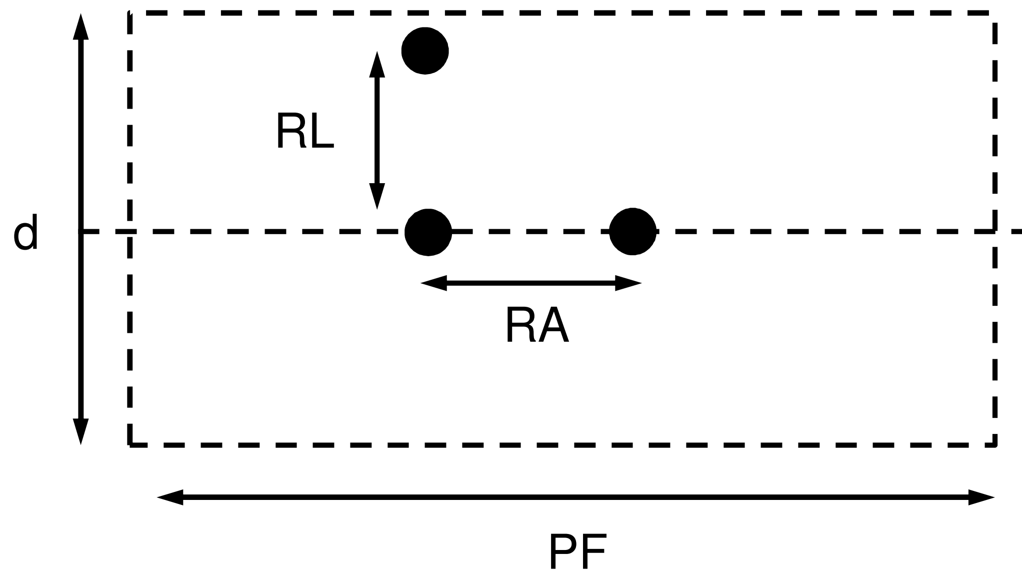
Foco

$$Lf = \frac{R_f}{1 - \frac{C_m}{C_L}}$$

Transductores de Ultrasonido y Lentes Acústicas (17)

Ejemplo

Se dispone de un palpador que opera a una frecuencia de **3.5 MHz** con un **Q** de **7**, un diámetro de **1.5 cm**, la longitud focal del lente es de **5 cm** y la longitud de onda en el medio es de **0.043** cm. Determinar la profundidad del foco, el diámetro del punto focal y relacionarlos con la resolución axial y lateral



$$PF = 3\left(\frac{5}{1.5}\right)^2 0.043 = 1.43\,cm$$

$$d = 2.44\left(\frac{5}{1.5}\right)0.043 = 0.344\,cm$$

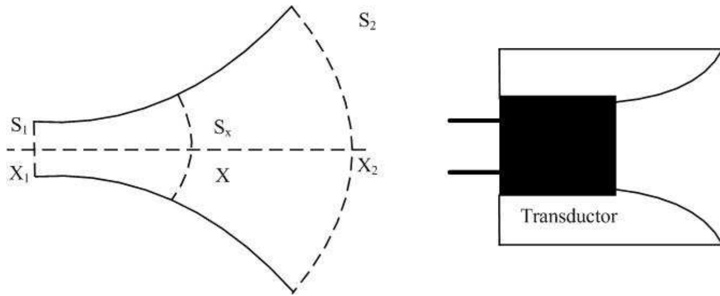
$$RA = \frac{Q}{4}\lambda = \frac{7}{4}0.043 = 0.075\,cm$$

$$RL = 2.44\left(\frac{5}{1.5}\right)0.043 = 0.35\,cm$$

Modificación del lóbulo de directividad

Transformador acústico

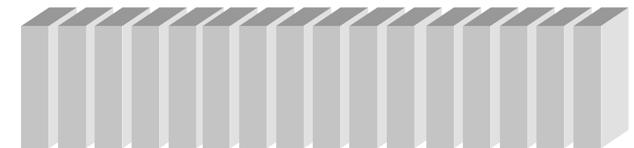
Modifica el lóbulo de directividad en forma PASIVA basado en la teoría de Líneas de Transmisión Exponenciales



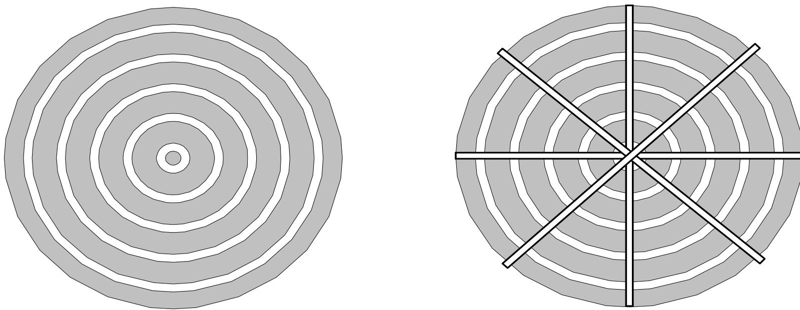
$$\frac{\partial^2 p}{\partial x^2} + \frac{1}{S}\frac{\partial S}{\partial x}\frac{\partial p}{\partial x} = \frac{1}{v_S^2}\frac{\partial^2 p}{\partial t^2}$$

Arreglos acústicos (Array)

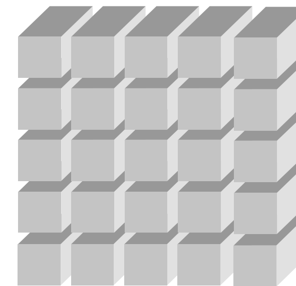
Modifican el lóbulo de directividad en forma ACTIVA a través de RETARDOS emulando a una LENTE OPTICA



Array lineal



Array circular, Dcha: Array sectorial

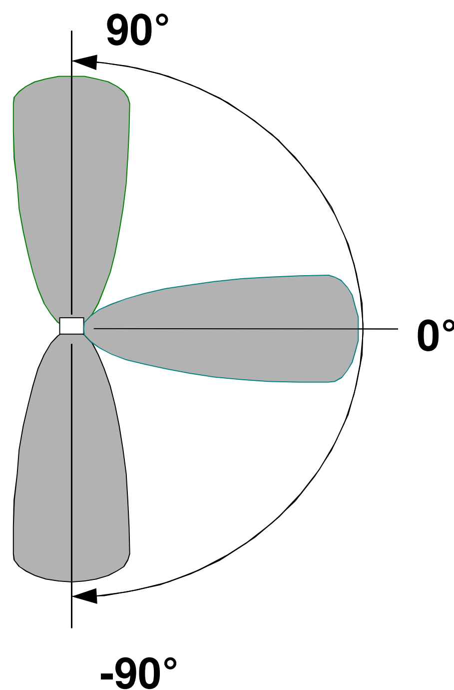


Array cuadrado bidimensional

Ejemplo de aplicación de ultrasonido en aire en el campo de la Asistencia en la movilidad de Ciegos
Trabajo de Fin de Carrera – Ingenieria Electronica
Facultad de Ingeniería – UNSJ - 1999

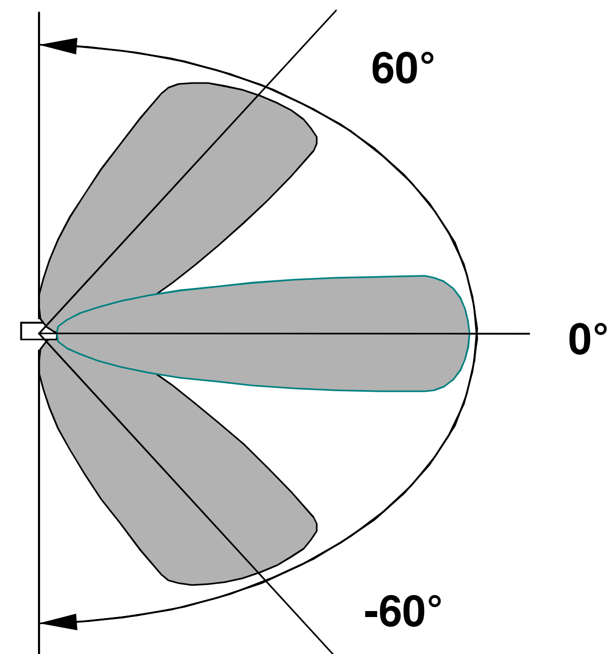
Disposición de los Sensores

Bastón



El control de la emisión y recepción de cada uno de los tres transductores que emulaban un array, estaba cargo de un microcontrolador tipo PIC

Anteojos

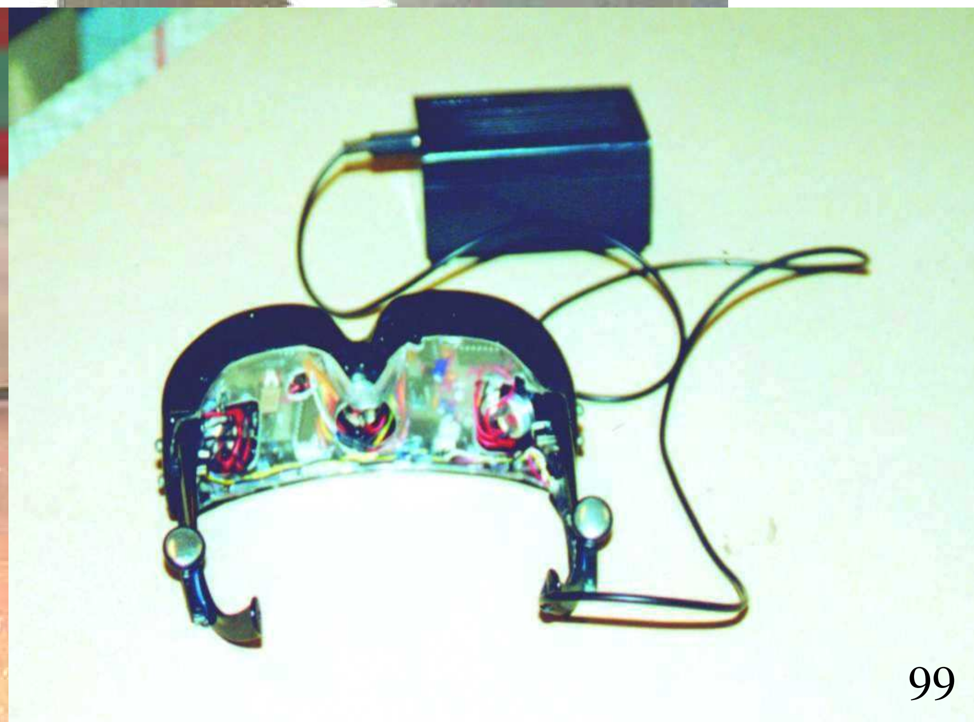


Este trabajo obtuvo el premio al Tecno-Emprendedor otorgado por el BBVA Banco Francés en el año 1999 y fue presentado en IBERSENSOR 2000, Madrid, España

Implementación



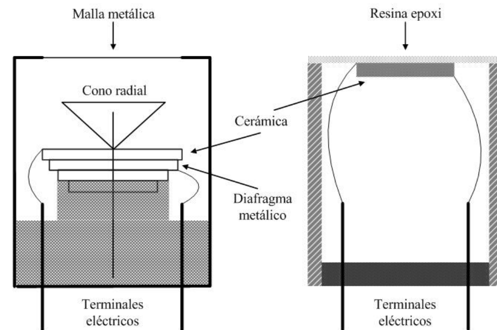




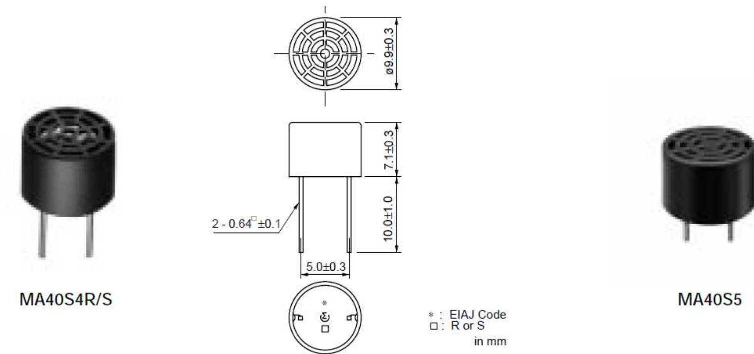
Características constructivas y variantes de Transductores Piezoeléctricos (1)

1-Transductores para aire y medios gaseosos

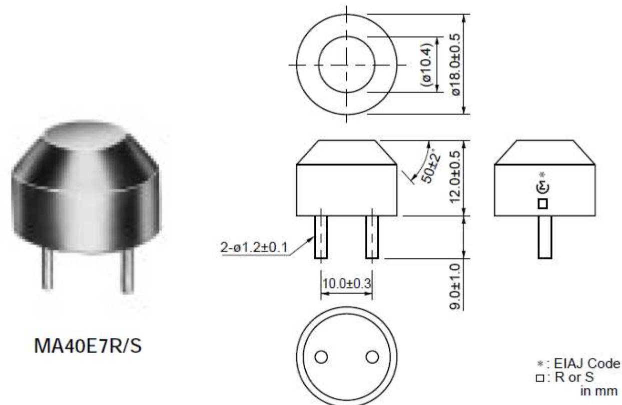
Estructura Interna



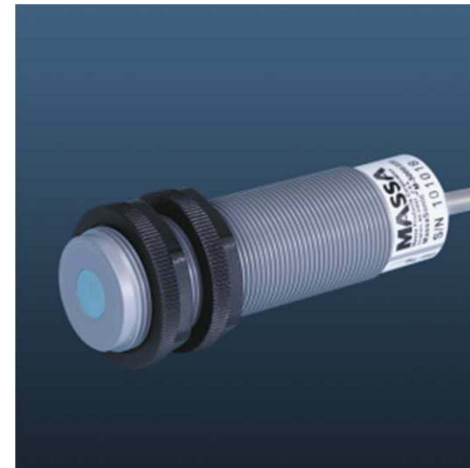
Dimensiones



Resistentes al agua



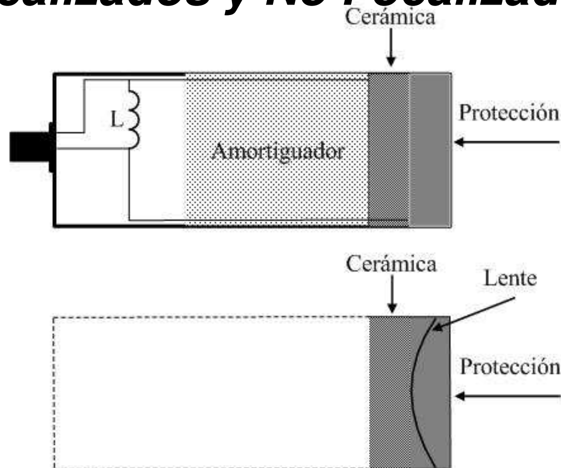
Para Aplicaciones Industriales



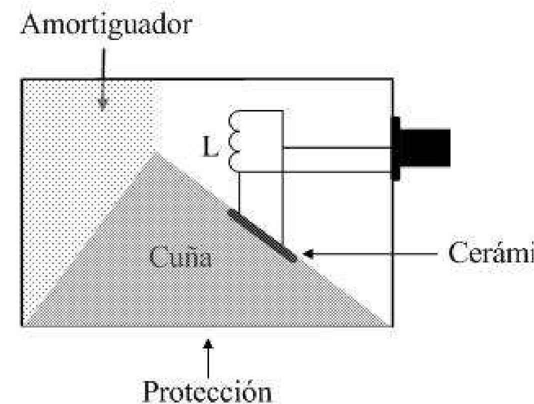
Características constructivas y variantes de Transductores Piezoeléctricos (2)

2-Transductores para END y Medicina

2-1- Incidencia Normal
Focalizados y No Focalizados

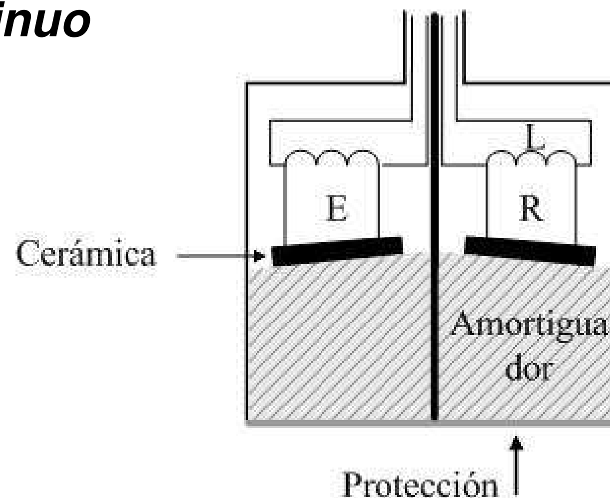


2-2- Incidencia Angular





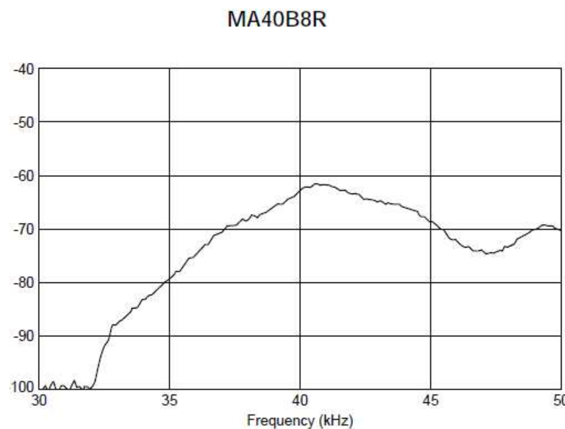
2-3- Para Doppler continuo

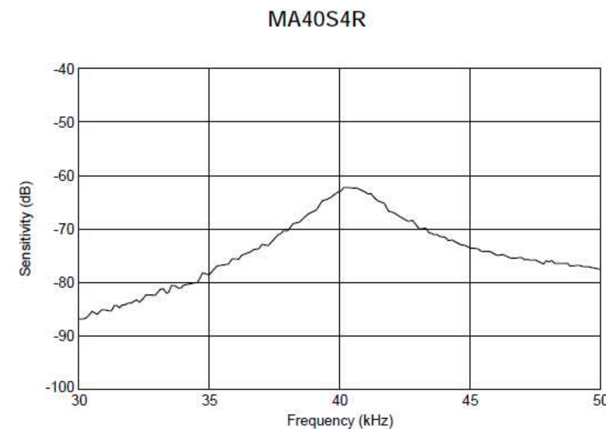


Características Eléctricas, Acústicas y Frecuenciales de Transductores Piezoeléctricos (3)

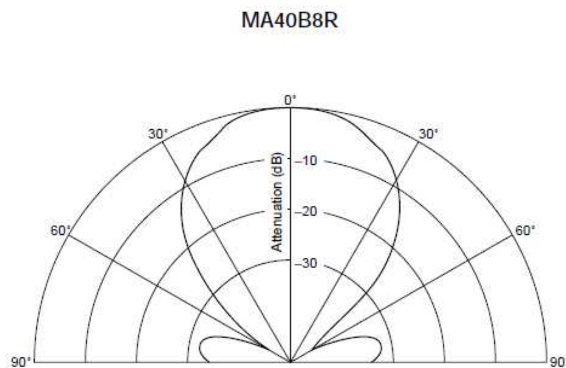
Características Eléctricas y Frecuenciales

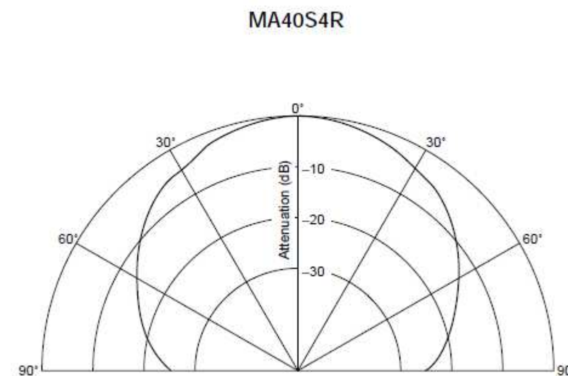
1- Impedancia Eléctrica en Función de la Frecuencia





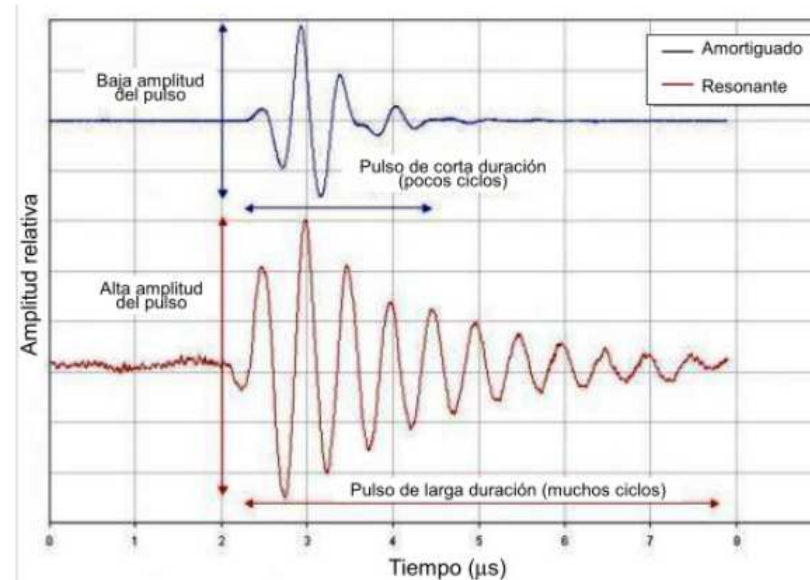
2- Patrón de Radiación



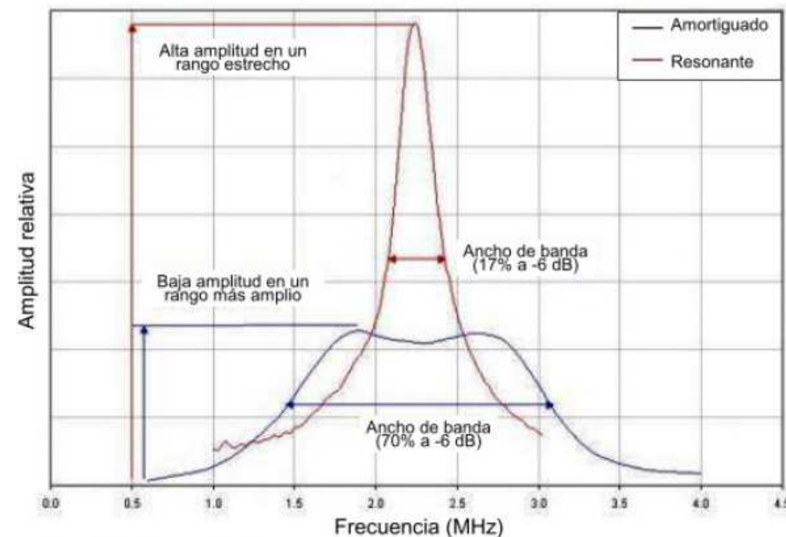


Características Eléctricas, Acústicas y Frecuenciales de Transductores Piezoeléctricos (3)

2-4- Características Temporales



2-5- Características Frecuenciales



Referencias

Métodos de Ensayos No Destructivos, INTA, España, 2003.

González Arias, A., González Arias, C. Laboratorio de Ensayos Industriales, Ultrasonido. Ediciones Litenia, Buenos Aires, 1987.

Rímolo, M. D., González, S. A. Bastón Ultrasónico para Ciegos. Trabajo Final de Graduación. Departamento de Electrónica y Automática, Facultad de Ingeniería Universidad Nacional de San Juan, 1999.

González, S., Vacca, C. Sonar para Ciegos. Trabajo Final de Graduación. Departamento de Electrónica y Automática, Facultad de Ingeniería Universidad Nacional de San Juan, 1999.

Rímolo, M., Veca, A., Vacca, C., González, S., González, S. Anteojos y Bastón Inteligentes para Ciegos y Disminuidos Visuales Severos. IBERDISCAP2000, pp. 157-162. Madrid, España, octubre de 2000.

Echevarria, R. Ultrasonido. Laboratorio de Ensayos No Destructivos, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional del Comahue, Neuquen, 2002.

Referencias

Pértile Sánchez, E., López. G. Sistema de Control Atenuación Distancia y Adquisición y Visualización de Señales de Ultrasonido. Trabajo Final de Graduación. Departamento de Electrónica y Automática, Facultad de Ingeniería Universidad Nacional de San Juan. 1998.

AMPLIA. Arquitectura Modular para el Procesamiento y despliegue de Imagen Acústica, CYTED VII-17, 2000-2004.

Métodos Avanzados de Generación de Imágenes Acústicas (MAGIAS) CYTED VII-17, 2000-2004

Olympus. Ultrasonic Transducers for Nondestructive Testing. pana@olympusNDT.com

Murata Manufacturing Co, Ltd, Japan. http://www.murata.com

Massa Products Corporation. http://www.massa.com

Dasel Sistemas. info@daselsistemas.com, Arganda del Rey - Madrid – España.

Veca, A., Accolti, E. Ultrasonido para Ingenieros y Estudiantes de Ingeniería. Primera edición, junio de 2016. Capítulo III. http://dea.unsj.edu.ar/ultrasonido



Aplicaciones Industriales del Ultrasonido
Ultrasonido para Uso Médico



Prof. Dr. Angel C. Veca
Marzo 2018

Tema III
Segunda parte
Arrays Ultrasónicos y Focalización Electrónica

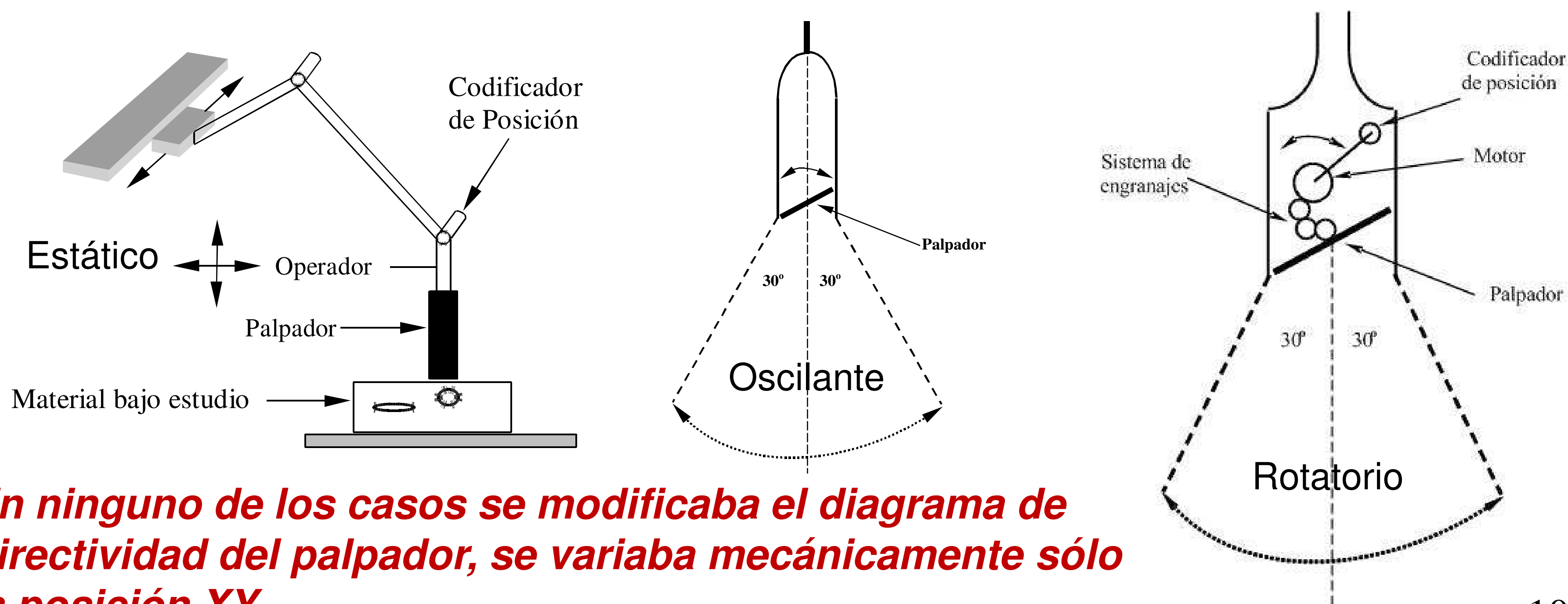
TEMARIO

Un poco de Historia
Concepto de Array
Arrays lineales de N fuentes equiespaciadas
Sistemas de imagen ultrasónica
Focalización y deflexión del haz
Técnicas electrónicas de focalización dinámica en recepción
Elementos de simulación
Referencias

Un poco de Historia

El concepto de array nace en el ámbito de la aviación alrededor de 1927, como guía de aterrizaje en condiciones de baja o nula visibilidad . A partir de un conjunto de 2 antenas se formaba un lóbulo de radiación llamado trébol de 4 hojas. La aeronave cuya ruta coincidía con el espacio entre las hojas del trébol tenia asegurado el descenso seguro

Evolución de los Barridos Mecánicos usados en Diagnóstico Médico que llevaron a la necesidad del array



En ninguno de los casos se modificaba el diagrama de directividad del palpador, se variaba mecánicamente sólo la posición XY

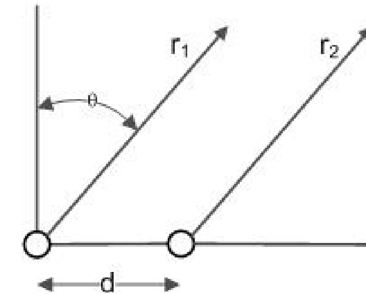
Concepto de Array

Un array es un conjunto de transductores idénticos ordenados según una cierta geometría y alimentados para obtener un diagrama de radiación predefinido. En este contexto la palabra array se utilizará para designar a un arreglo de cualquier geometría. Sin embargo, los fundamentos físicos se explicarán en base a un array lineal formado por varios elementos piezoeléctricos dispuestos a lo largo de una línea y separados regularmente por una distancia finita

La expresión de la onda de presión generada por una de las fuentes en un punto del espacio está dada por

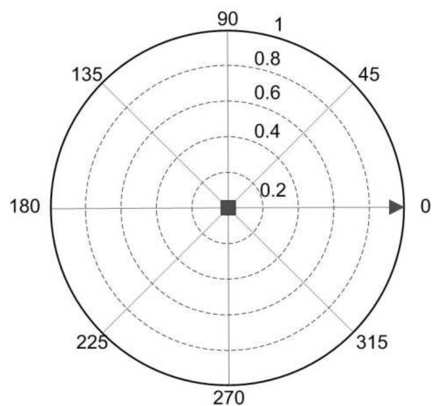
$$\frac{A}{r_i^{'}} e^{j\left(wt - kr_i^{'}\right)}$$

Cuando se trata de dos fuentes

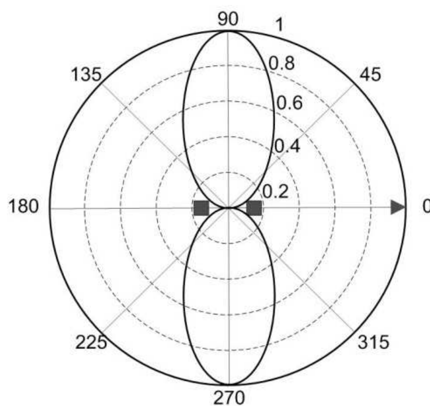


$$p(r,\theta,t) = \frac{A}{r_1^{'}} e^{j\left(wt-kr_1^{'}\right)} + \frac{A}{r_2^{'}} e^{j\left(wt-kr_2^{'}\right)}$$

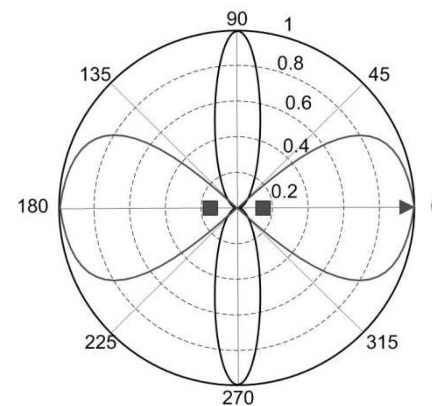
Patrones de Radiación según la separación «d» entre las fuentes



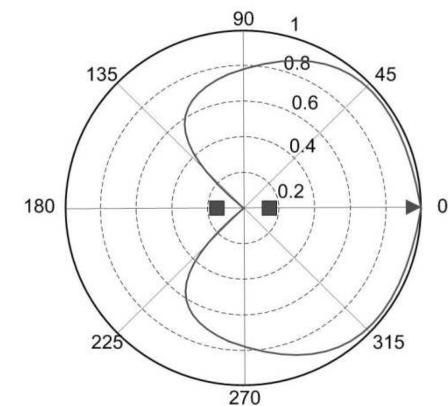
d = 0



d = λ/2



d = λ



d = 3πλ/2

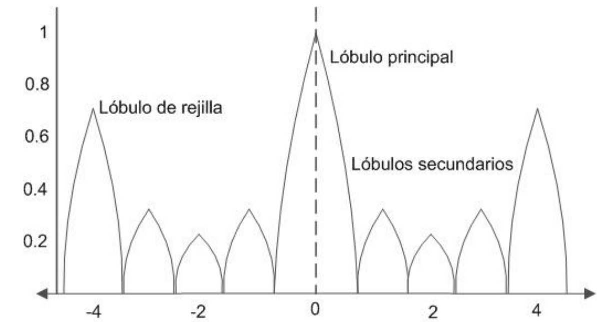
Arrays lineales de N fuentes equiespaciadas

$$P(r,\theta)=P_{máx}(r)H(\theta)$$

$$p(r,\theta,t)=\frac{A}{r}e^{j(wt-kr)}\left[\frac{sen\left(\frac{N}{2}k\Delta r\right)}{sen\left(\frac{1}{2}k\Delta r\right)}\right]$$

$$H(\theta)=\left[\frac{sen\left(\frac{N}{2}k\Delta r\right)}{sen\left(\frac{1}{2}k\Delta r\right)}\right]$$



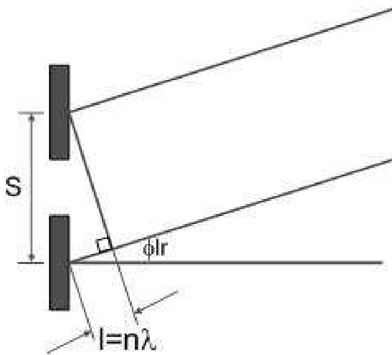


H(θ): función de directividad o factor de array

nivel de los lóbulos laterales (NLL) $NLL[dB]=20\log\frac{LL}{LP}$

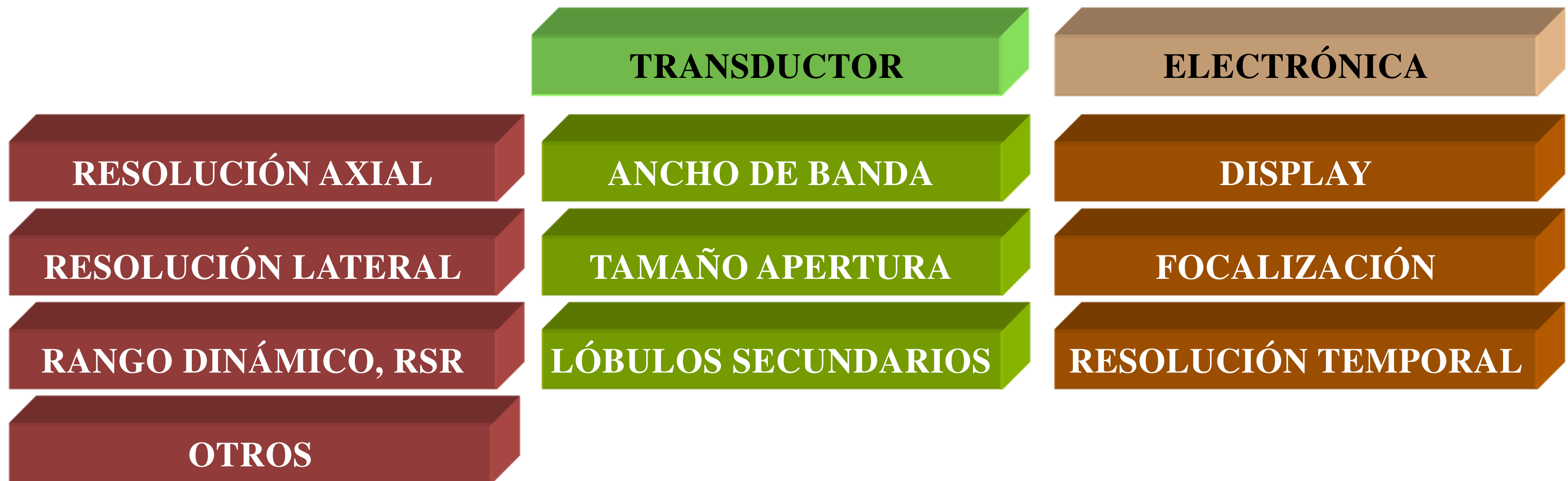
d*N: *apertura del array*

Lóbulos de Rejilla



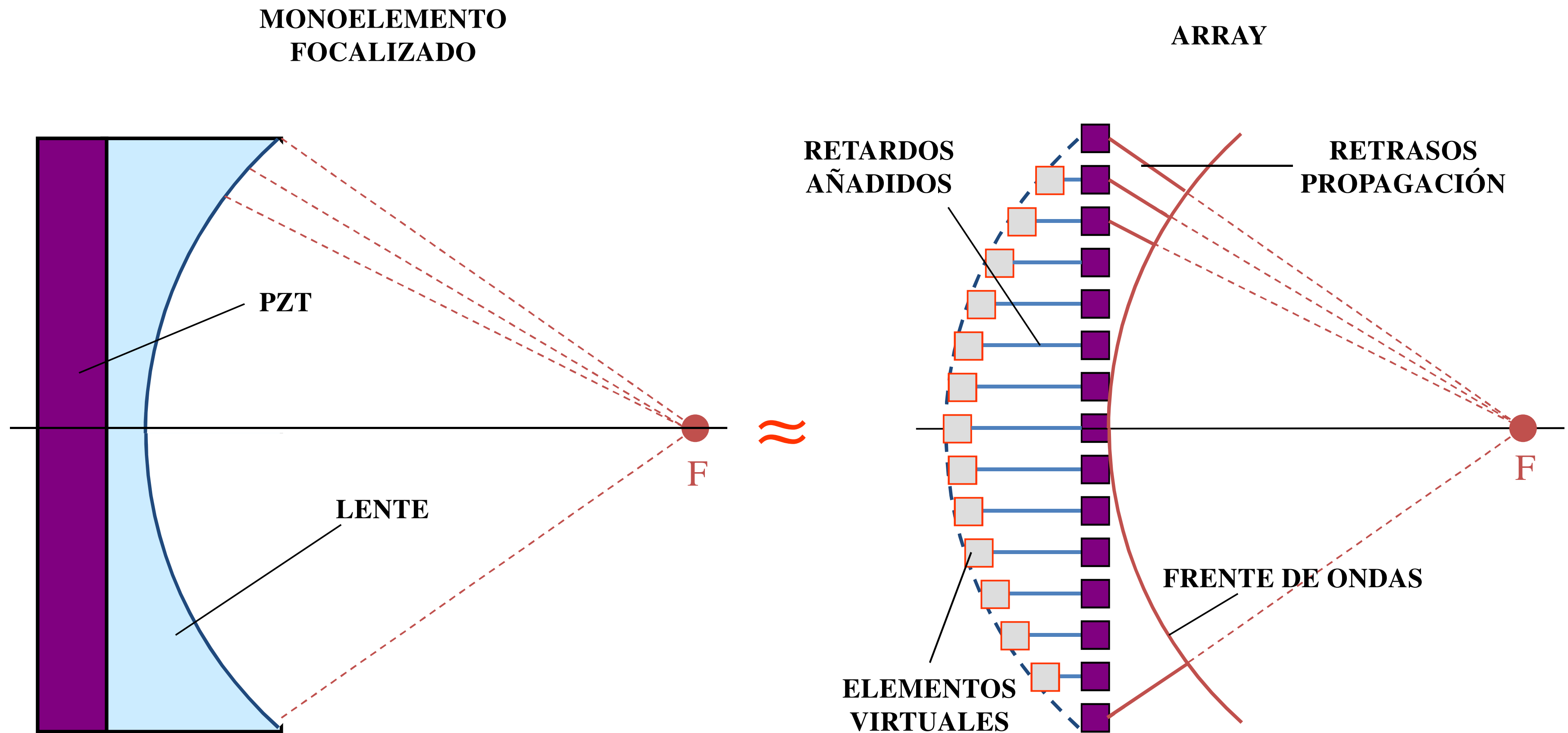
nivel de los lóbulos de Rejilla (NLL) $NLR[dB]=20\log\frac{LR}{LP}$

Parámetros Clave para la Calidad de la Imagen



Concepto de Focalización Electrónica (1)

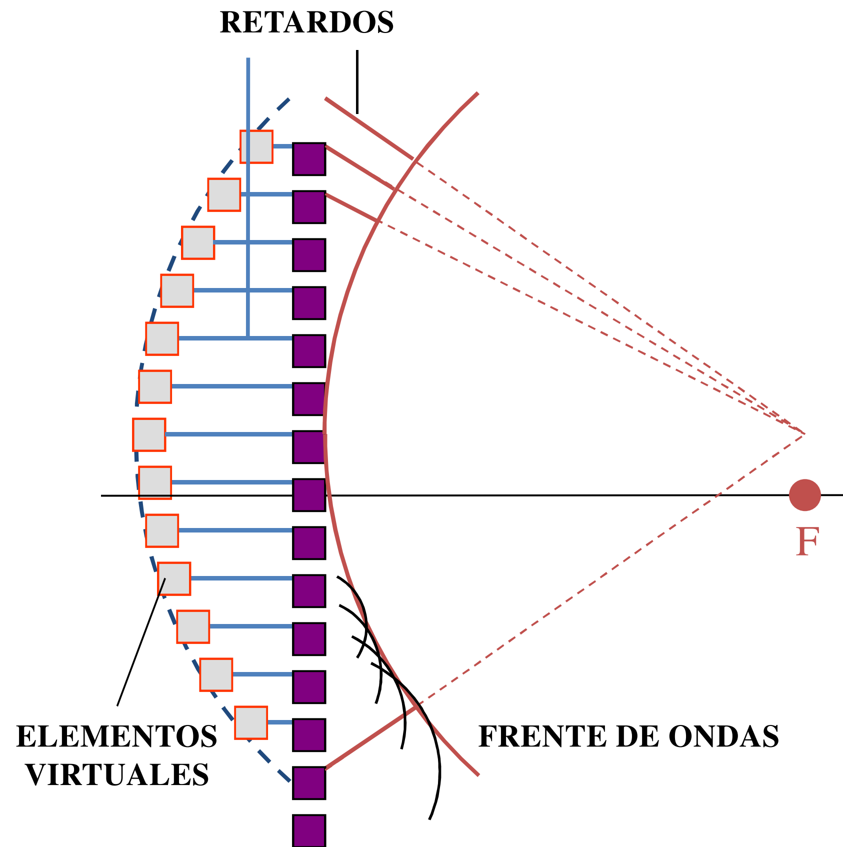
Focalización: Mejora la resolución lateral y la RSR

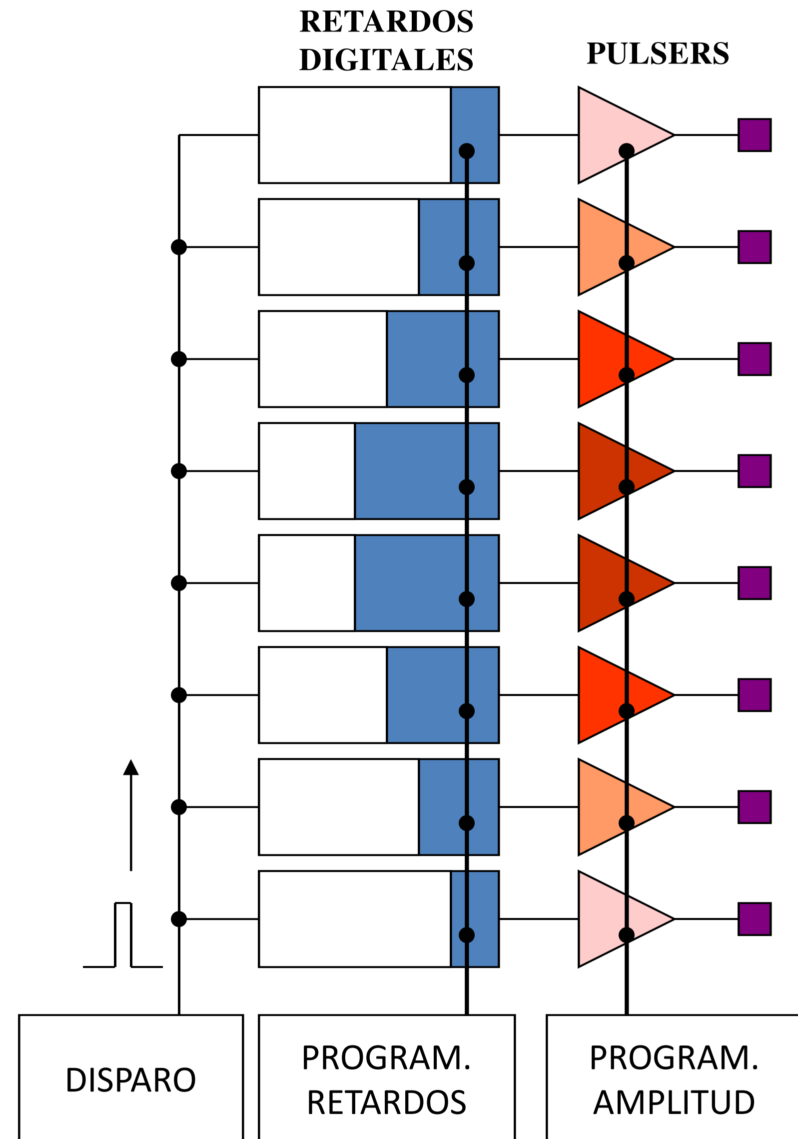


IDEALMENTE: Focalizar en cada punto de la imagen, en EMISIÓN y RECEPCIÓN

Concepto de Focalización Electrónica (2)

Focalización en Emisión

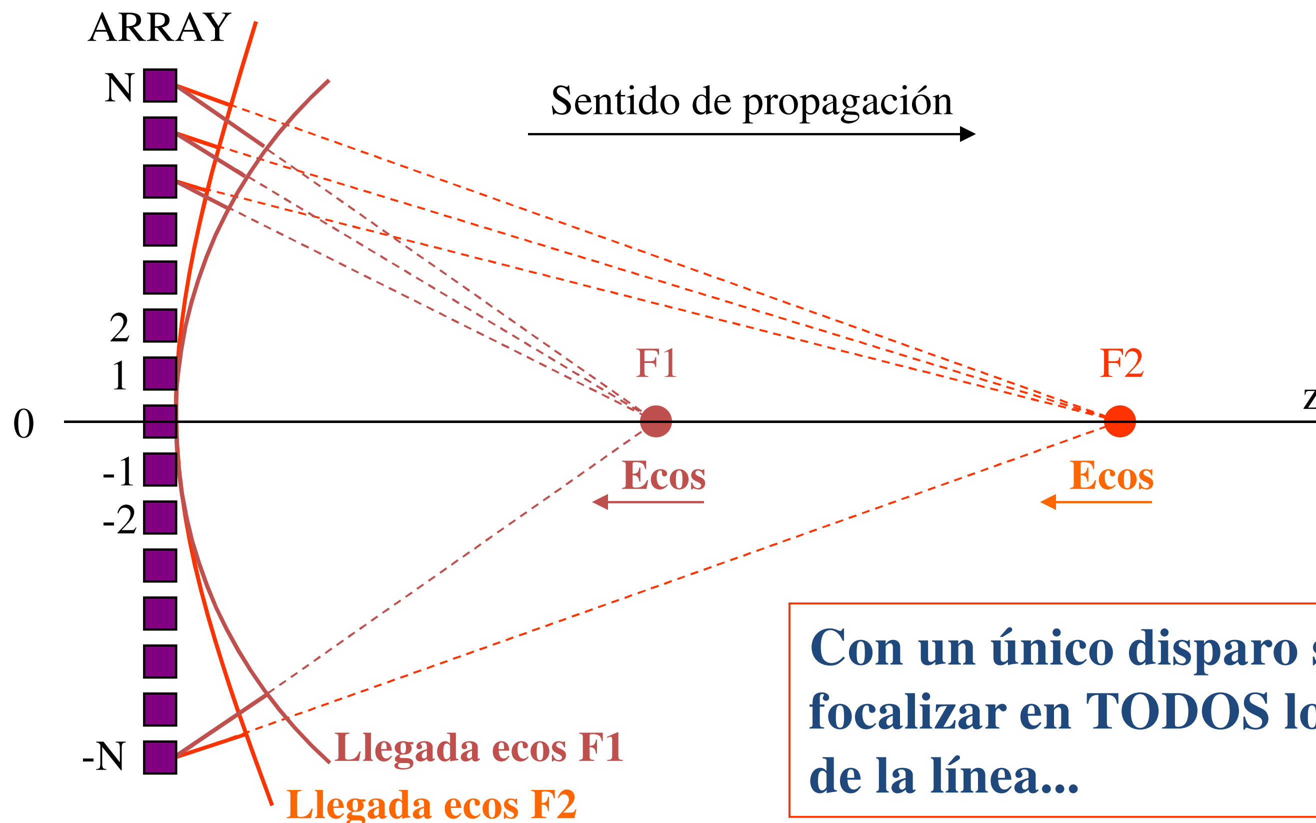




Concepto de Focalización Electrónica (3)
Focalización en Recepción

No existe limitación física en cuanto al número de focos por línea (como en emisión)

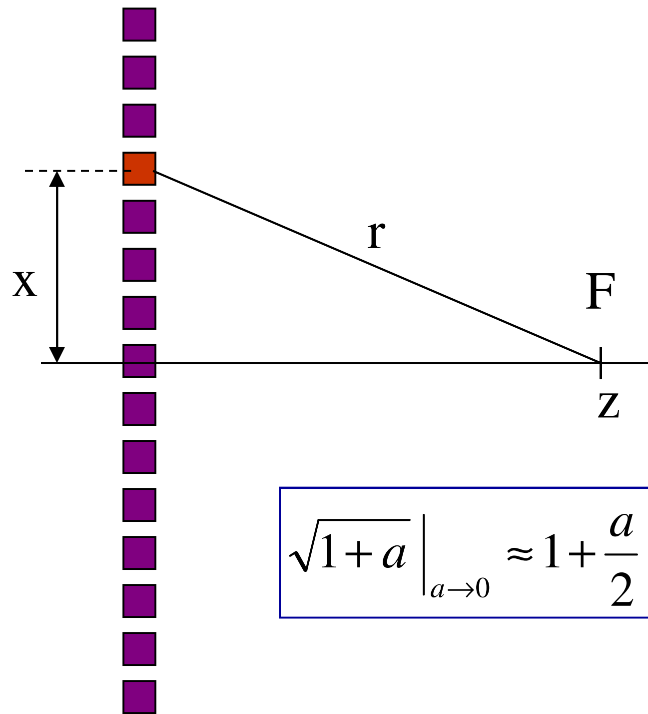
De hecho, se puede "mover" el foco siguiendo la propagación del ultrasonido:



Con un único disparo se puede focalizar en TODOS los puntos de la línea...

El único problema es electrónico: ¿Cómo variar DINÁMICAMENTE los retardos?

Focalización sobre el Eje Principal



TIEMPO DE PROPAGACIÓN (T_P):

$$T_p = \frac{r}{c} = \frac{1}{c}\sqrt{z^2 + x^2} \approx \frac{1}{c}\left(z + \frac{x^2}{2z}\right) = \frac{z}{c} + \frac{x^2}{2cz}$$

APROXIMACIÓN BINOMIAL (x << z)

$$\sqrt{1+a}\Big|_{a\to 0} \approx 1 + \frac{a}{2}$$

TIEMPO DE PROPAGACIÓN DESDE EL ELEMENTO CENTRAL AL FOCO

DIFERENCIA EN TIEMPO DE PROPAGACIÓN DESDE EL ELEMENTO ACTUAL (x,0) AL FOCO

COMPENSACIÓN para que todos los pulsos ultrasónicos lleguen simultáneamente a F

Para focalizar el haz ultrasónico en (0, z) se dispara cada elemento (x,0) en el instante:

$$T_X = T_A - \frac{x^2}{2zc}$$

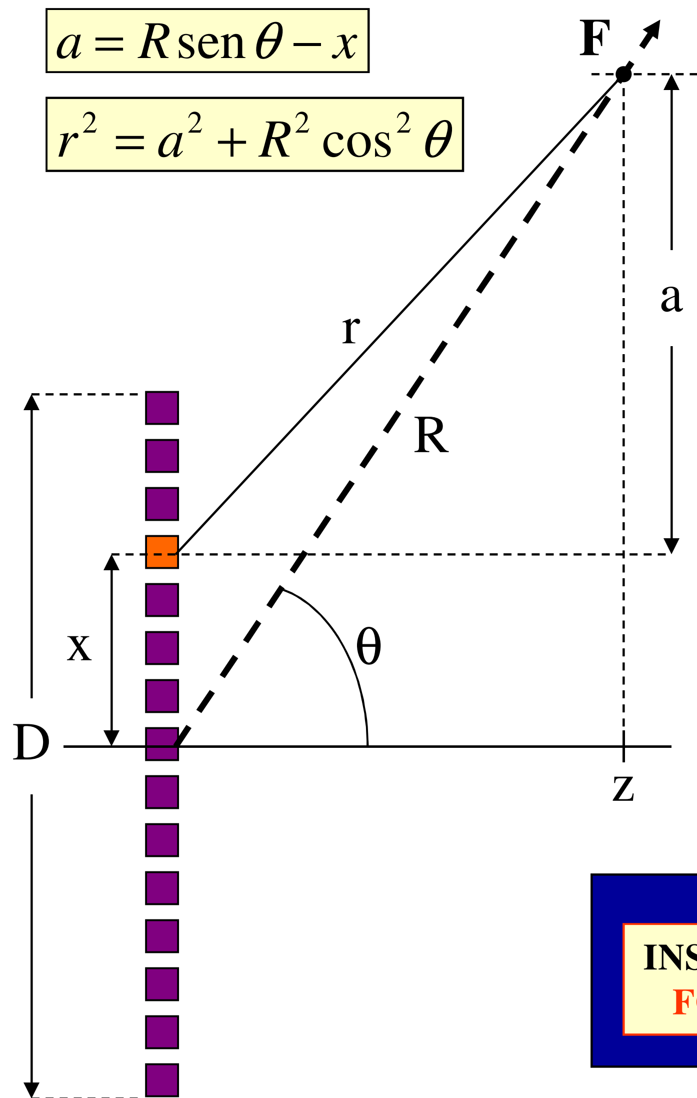
con lo que...

$$T'_P = T_P + T_X = T_A + \frac{z}{c}$$

T'_P no depende de x

donde T_A = constante suficientemente grande para que $T_X > 0$.

Focalización y Deflexión del Haz



$$r = \sqrt{R^2 + x^2 - 2xR\,\mathrm{sen}\,\theta} \approx R\left(1 + \frac{x^2}{2R^2} - \frac{x\,\mathrm{sen}\,\theta}{R}\right)$$

El tiempo de propagación desde cada elemento a F es r/c:

$$T_P = \frac{R}{c} + \frac{x^2}{2Rc} - \frac{x\,\mathrm{sen}\,\theta}{c}$$

- $\frac{R}{c}$ → **PROPAGACIÓN**
- $\frac{x^2}{2Rc}$ → **FOCALIZACIÓN**
- $\frac{x\,\mathrm{sen}\,\theta}{c}$ → **DEFLEXIÓN**

INSTANTES DE DISPARO PARA FOCALIZAR Y DEFLECTAR

$$T_X = T_A - \frac{x^2}{2Rc} + \frac{x\,\mathrm{sen}\,\theta}{c}$$

Ejemplo.

ARRAY de N=64 elementos, d=λ/2=0’25 mm (D=16 mm), FOCO a R=80 mm.

c= 1500 m/s (medios biológicos), deflexión θ_{MAX} = 45º

Los retardos se calculan en tiempo no real y se programan en la electrónica.

$$T_X = T_A - \frac{x^2}{2Rc} + \frac{x \,\mathrm{sen}\, \theta}{c}$$

⇒ **T_A = 4000 ns (4 μs)**

ELEMENTO	1	2	32	33	63	64	Min(ΔT_X)	Max(ΔT_X)
T_X (ns) θ=0º	3742	3758	4000	4000	3758	3742	0	258
T_X (ns) θ=45º	29	163	3941	4059	7352	7454	134	7425

Gran Rango de retardos (varios μs)

Elevada Resolución (pocos ns)

¿Qué Significa Focalización Dinámica?

1. Una operación sencilla: **Sumar** el valor de N muestras para cada foco
2. Las muestras deben corresponder al "**instante de llegada**" desde cada foco a cada uno de los elementos del array. Para ello, la señal recibida por cada elemento **se retrasa una cantidad variable con el tiempo**, función de x, R, θ
3. Las señales deben ser de RF o contener **información de fase** para producir interferencias constructivas (donde interesa) y destructivas (donde no), lo que demanda una **alta precisión en los retardos** (una fracción del periodo de RF)
4. La secuencia de salida (resultado de la suma) es un A-scan en RF, del que hay que extraer la envolvente (intensidad) y preparar para su visualización
5. Generalmente este proceso debe realizarse en **tiempo real**

Ejemplo: imagen sectorial con:

128 líneas, R = 1024 muestras/línea, array lineal **N = 64,** a

I = 25 imágenes/s

<u>Capacidad de procesamiento</u> (1)+(2)+(3):

L*R*N*I = 128*1024*64*25 = 210 MS/s

Focalización Dinámica en Emisión y Recepción

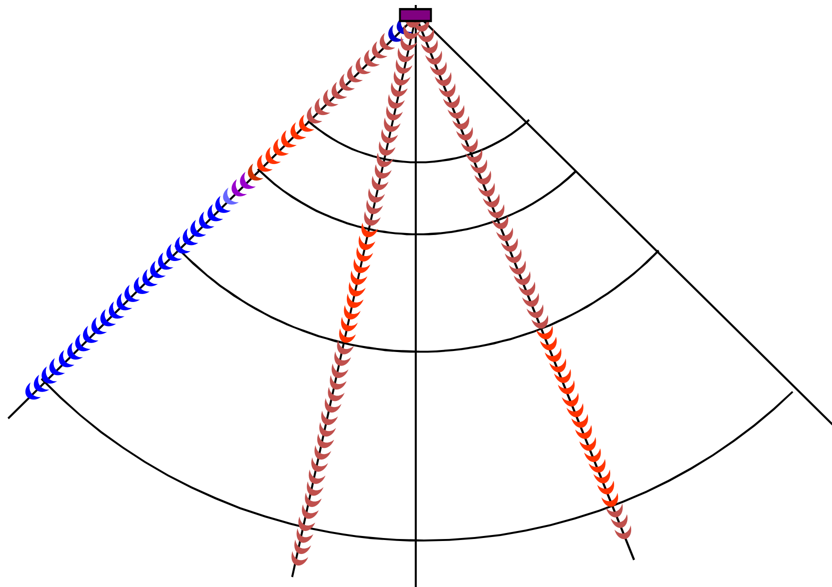
Si se dispone de focalización dinámica en recepción y capacidad de deflexión electrónica también se puede aproximar a la focalización dinámica en emisión usando las Técnicas Confocales

Focalizan en emisión y recepción, operando en tiempo real:

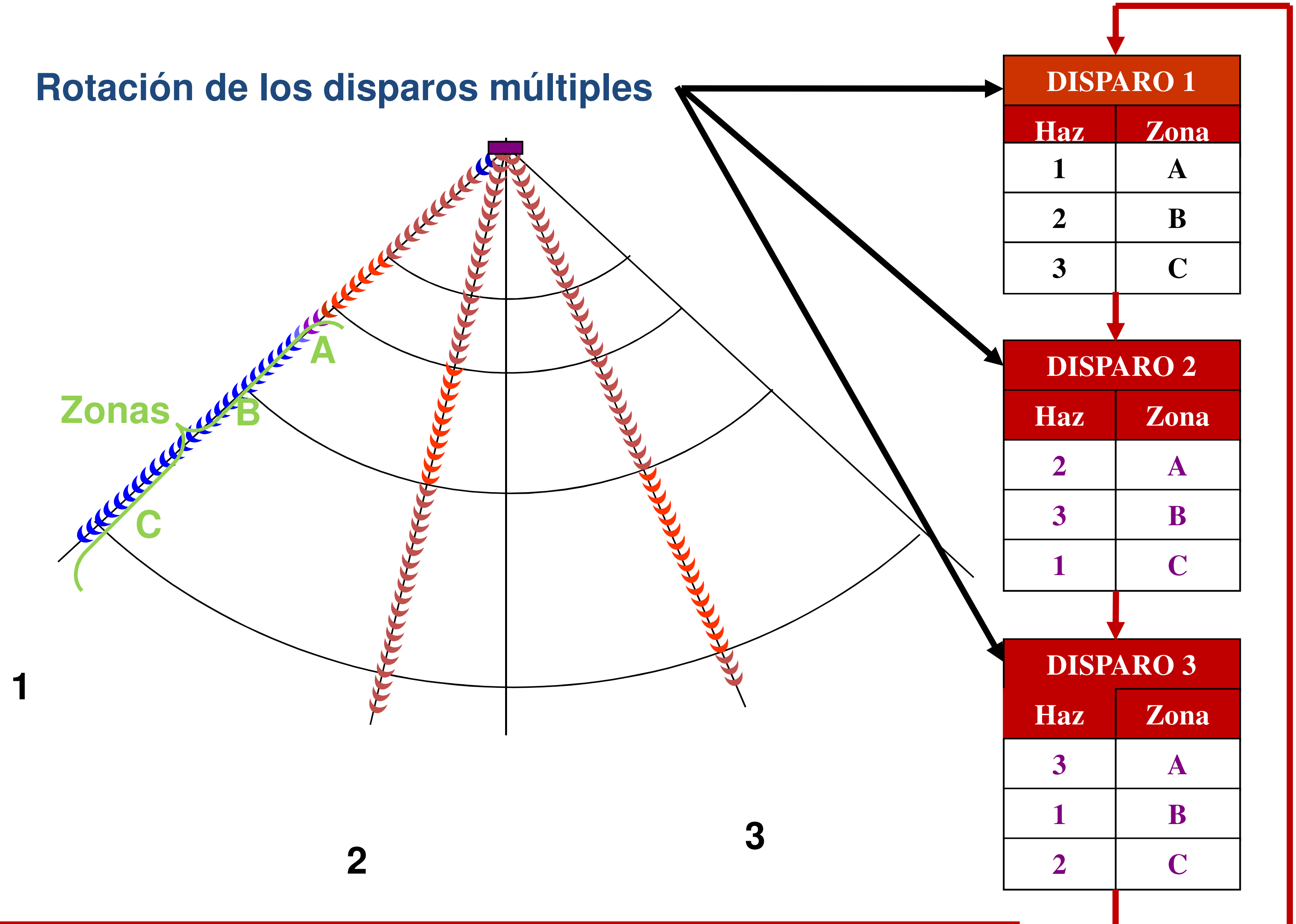
- Múltiples focos/línea en emisión y recepción
- Tiempo equivalente a 1 disparo/línea

3 disparos casi simultáneos

Aprovecha la profundidad de campo del foco



Técnicas Confocales, Principio de Funcionamiento

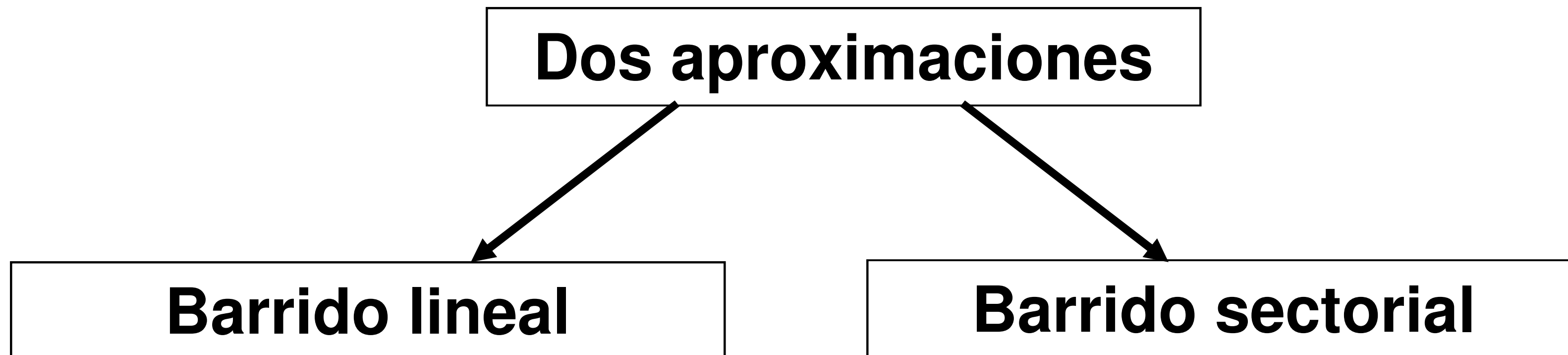


En consecuencia: ***Con K disparos se obtienen K zonas focales que cubren K líneas***

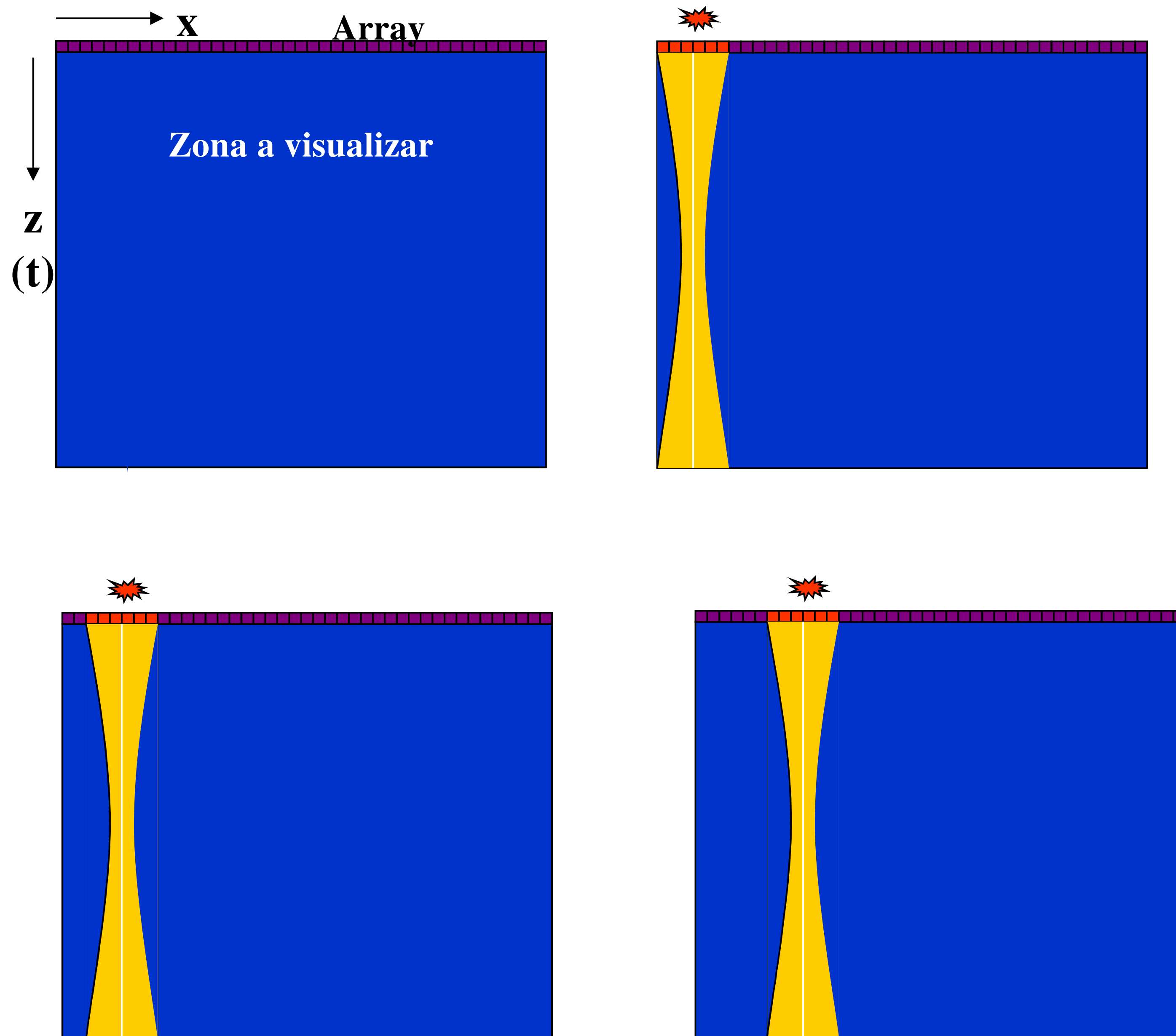
Resumen de Focalización

1. Los arrays permiten focalizar en EMISIÓN y en RECEPCIÓN utilizando lentes arbitrarias.
2. La focalización en EMISIÓN es un proceso relativamente sencillo (retrasar una señal digital).
3. La focalización en RECEPCIÓN es un proceso mucho más complejo (retrasar múltiples señales analógicas, conservando sus características: forma, amplitud, frecuencias, etc.).
4. En general se requieren grandes aperturas para mejorar la resolución lateral (sen $\alpha = \lambda/D$)
5. Grandes aperturas = pocos elementos muy distanciados (económico) $\Rightarrow$ ***LÓBULOS DE REJILLA*** muchos elementos a $d \approx \lambda/2$ (costoso y complejo)

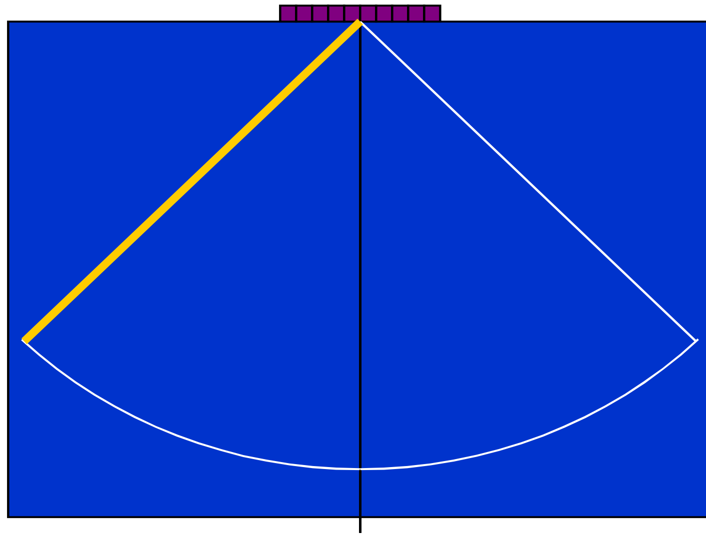
Sistemas Electrónicos de imagen ultrasónica

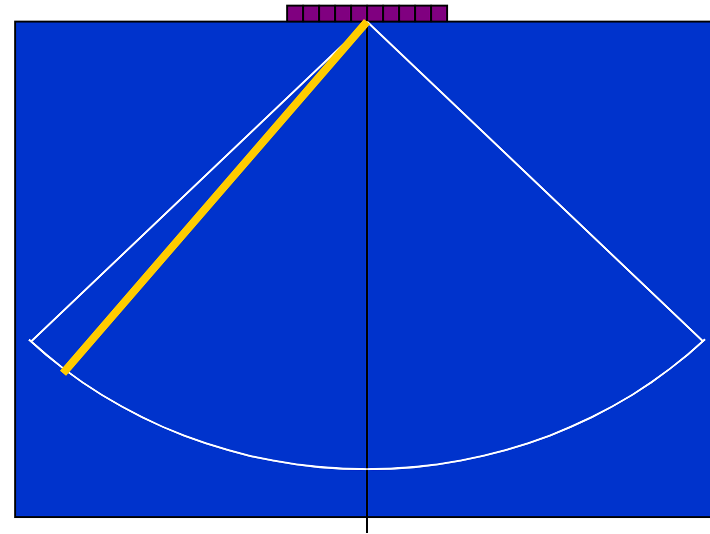


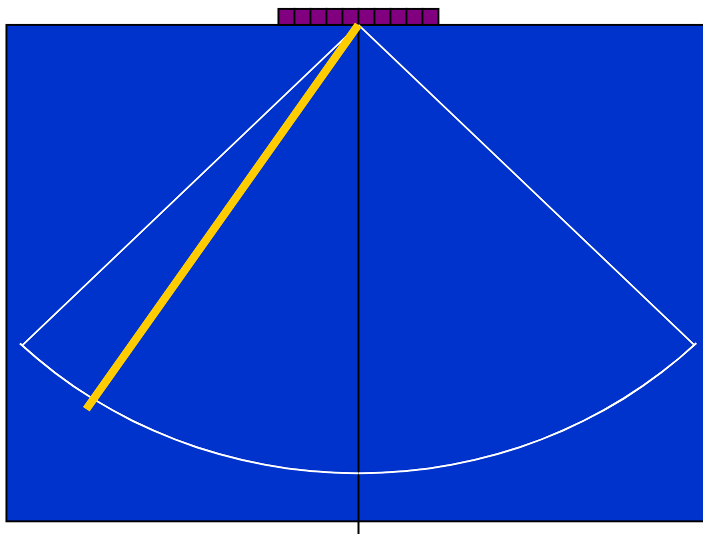
Sistemas de imagen ultrasónica de barrido lineal

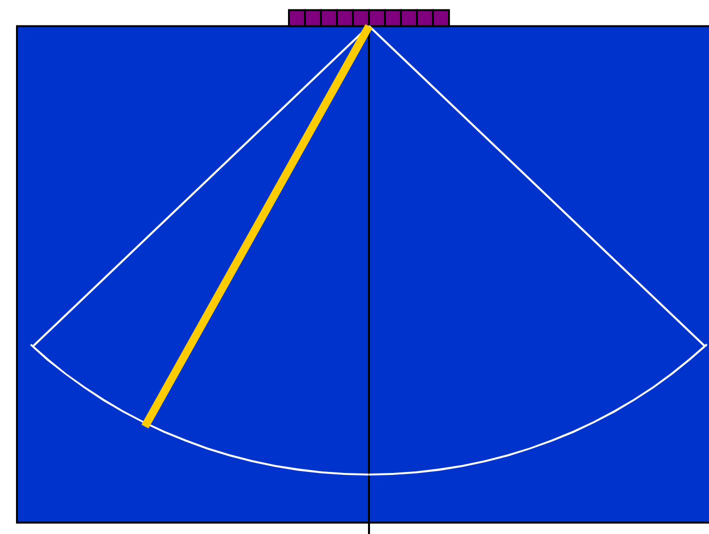


Sistemas de imagen ultrasónica Sectorial (*phased arrays*)

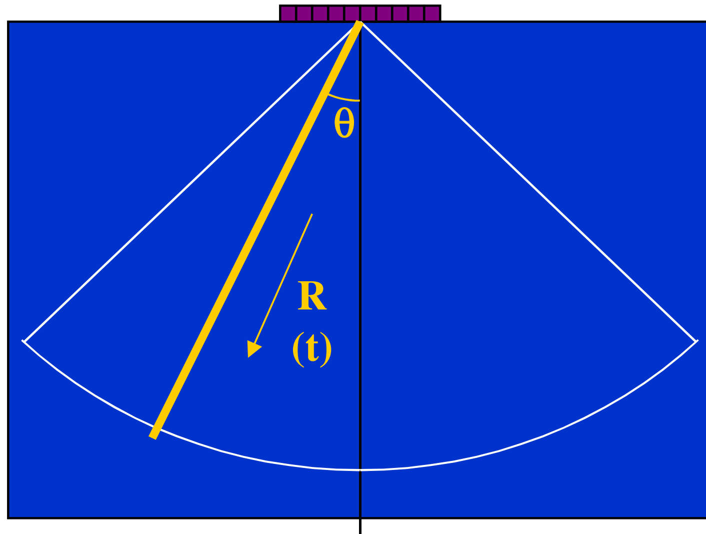








Sistemas de imagen ultrasónica Sectorial (*phased arrays*)



Realizan la deflexión del haz

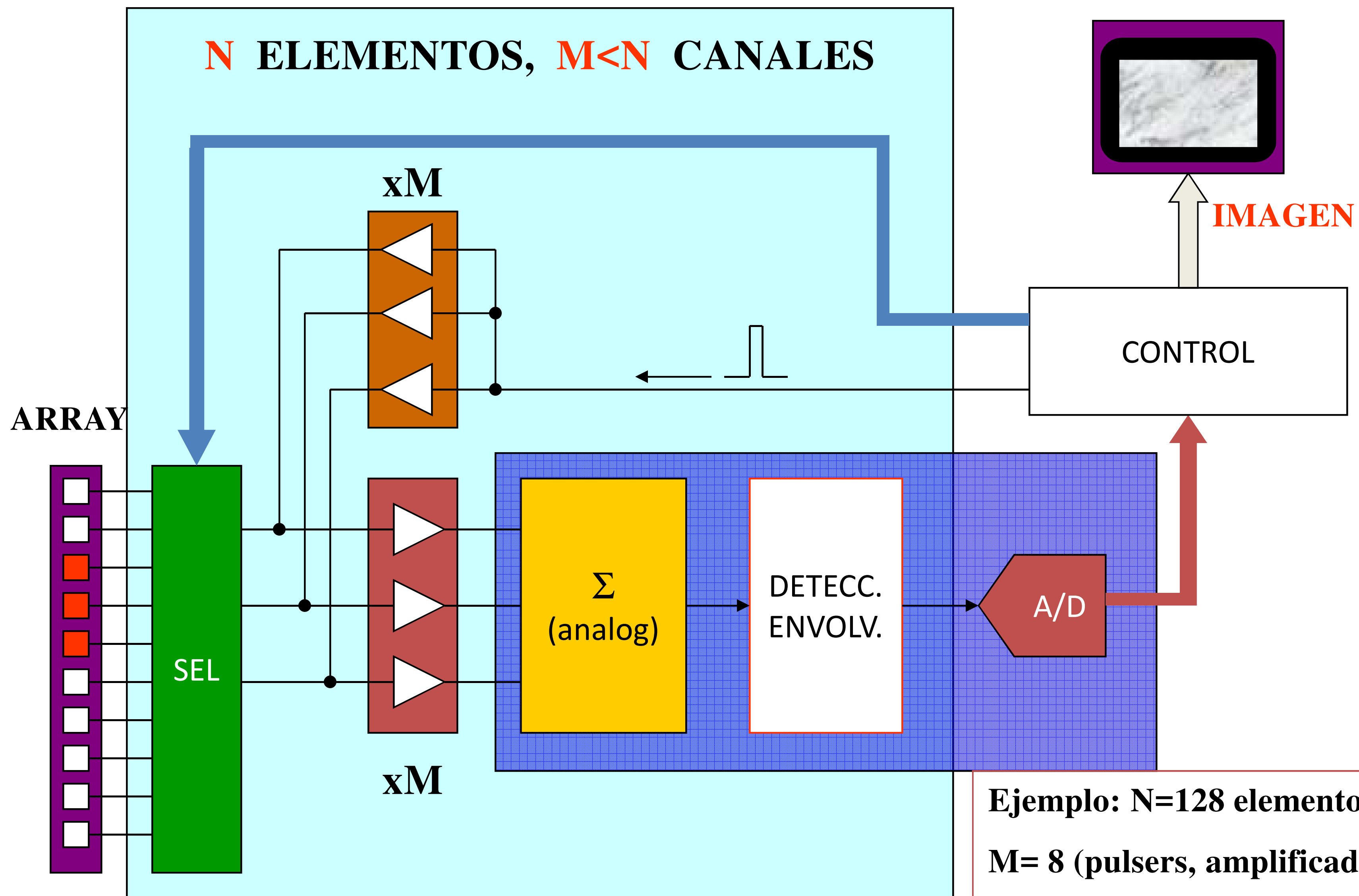
Muchos elementos activos (todos)

Adquisición en coordenadas polares

Cubren mayor área con menor apertura

Su mayor inconveniente es la complejidad de la electrónica que requieren

Sistemas de barrido lineal (analógicos)



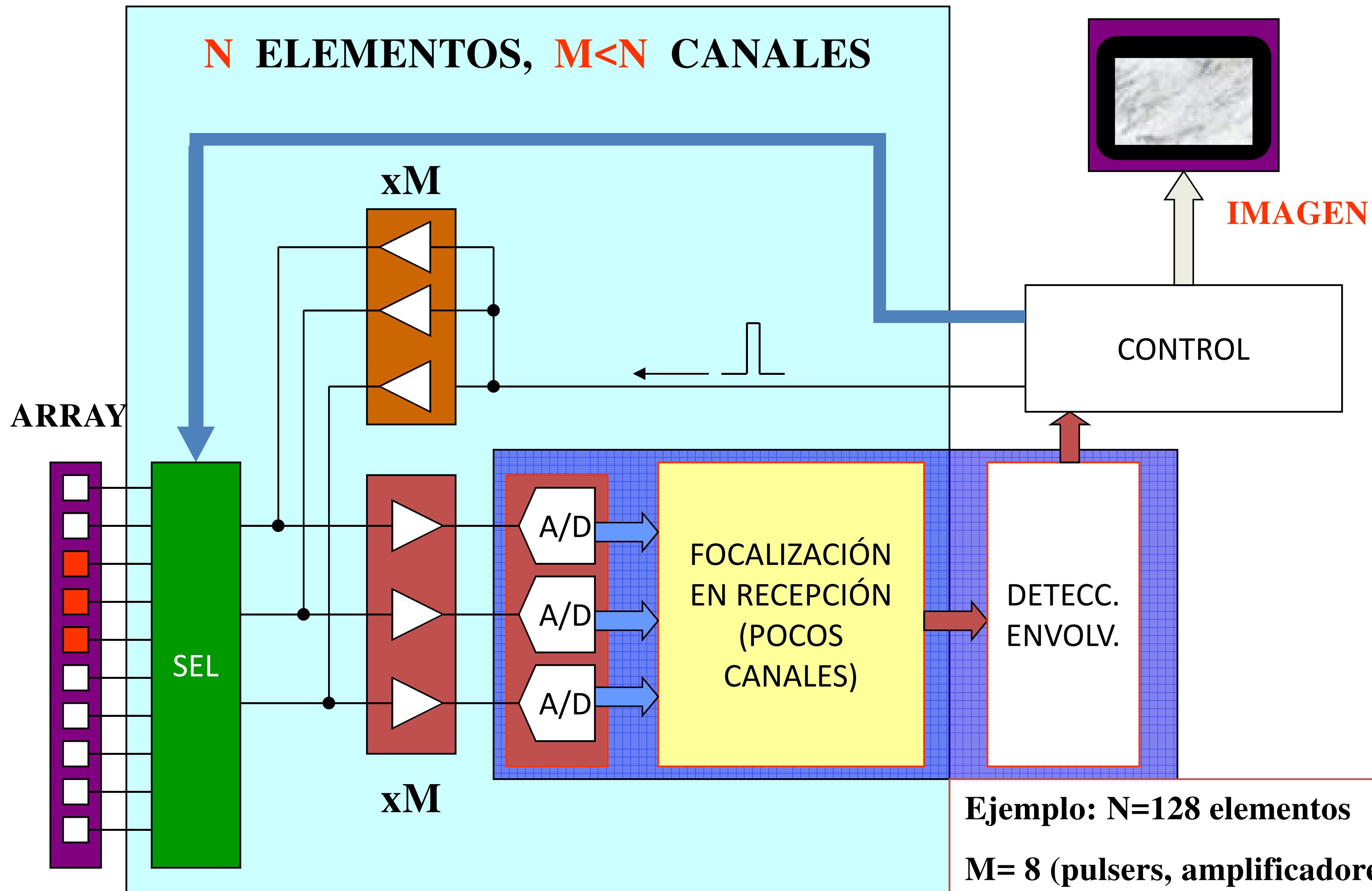
Ejemplo: N=128 elementos

M= 8 (pulsers, amplificadores)

1 único A/D.

Sistemas muy simples

Sistemas de barrido lineal con Focalización Dinámica

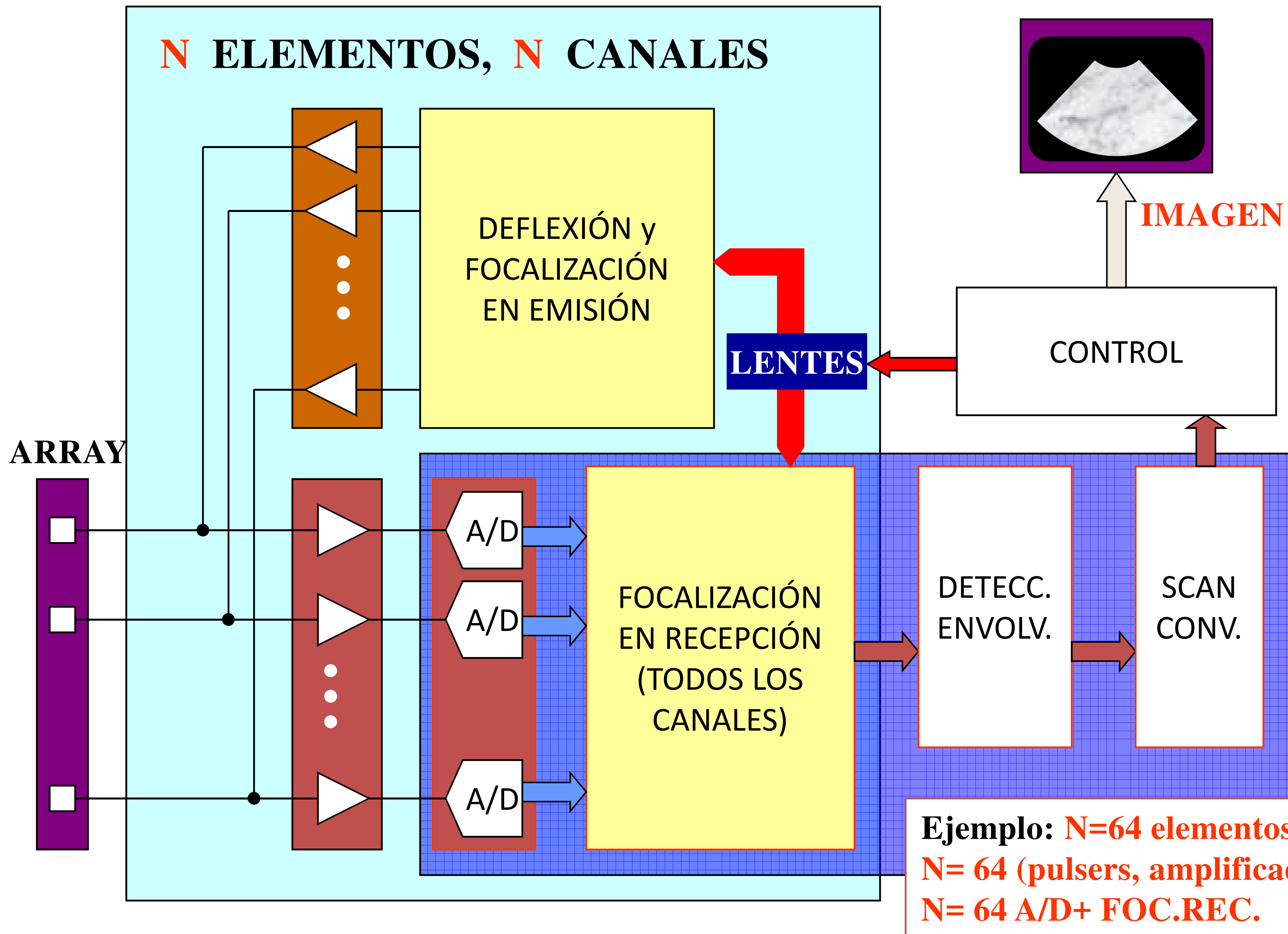


Ejemplo: N=128 elementos

M= 8 (pulsers, amplificadores)

M=8 A/D+ FOC.REC.

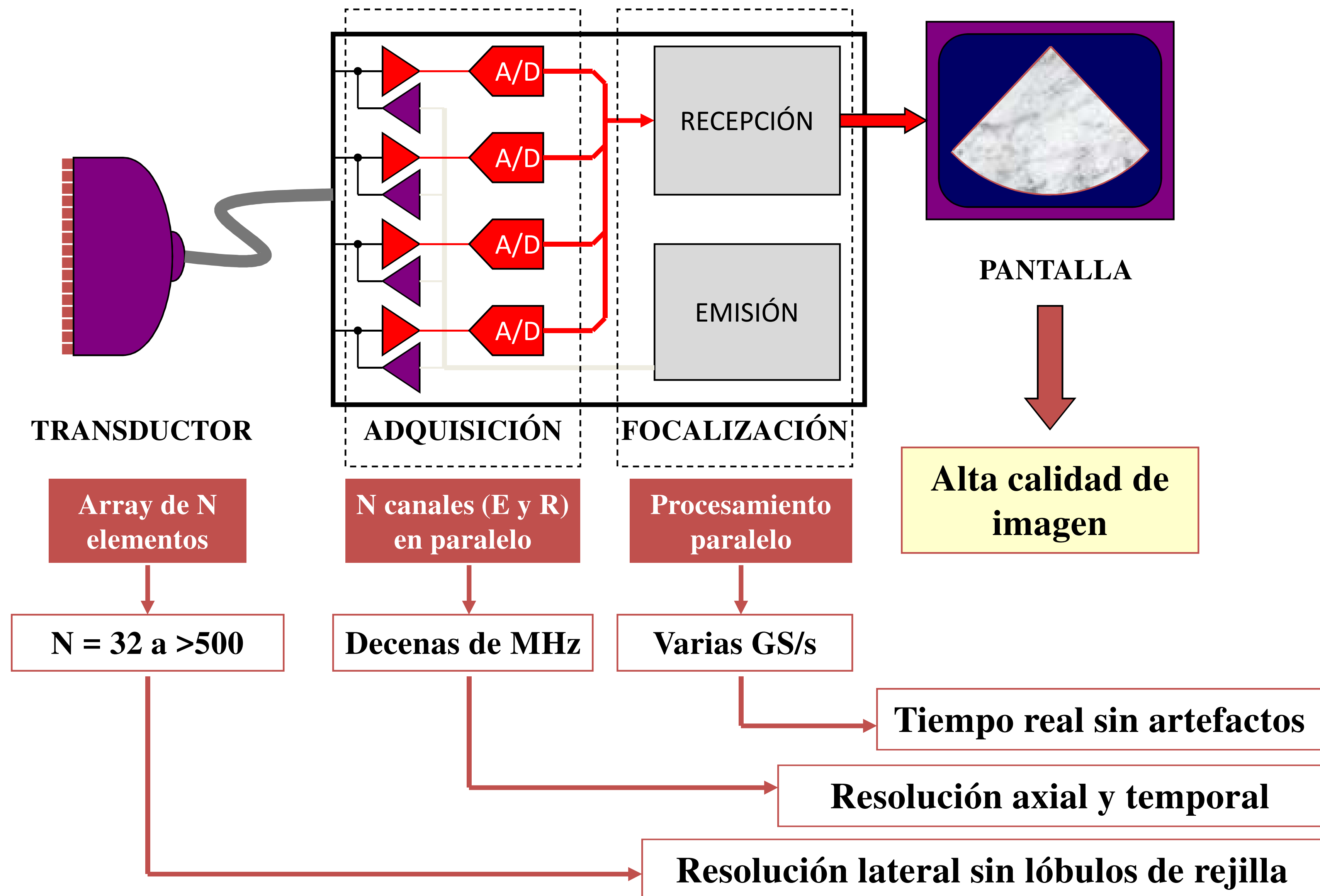
Sistemas de barrido sectorial (phased arrays)



Ejemplo: N=64 elementos
N= 64 (pulsers, amplificadores)
N= 64 A/D+ FOC.REC.

Sistemas complejos

Algunas cifras...



Realidad

Sólo para conseguir una alta resolución de retardos (rango dinámico):

Ejemplo: f_0 = 5 MHz, fmu = 80 MHz !! ... unas 5 veces por encima de Nyquist

Si 200 μs/línea (15 cm en medios biológicos) en cada canal se adquieren:

M= 200·80 = 16.000 muestras/canal (para cada línea)

MEMORIA datos	CONVERSOR A/D	FOCALIZADOR	SISTEMA
2 x 1 M @ 12 ns	Alto coste	Alta velocidad	Alto consumo

Después de todo este esfuerzo, sólo se utiliza una pequeña fracción de las muestras adquiridas: aquellas que se suman para cada foco (1024 en cada canal)

MÁS DEL 90% DE LA INFORMACIÓN ADQUIRIDA ES INÚTIL

CONCLUSIÓN: hay que utilizar métodos alternativos más eficientes

Objetivo: Reducir la frecuencia de muestreo manteniendo una alta resolución temporal en los retardos

Problemas a resolver:

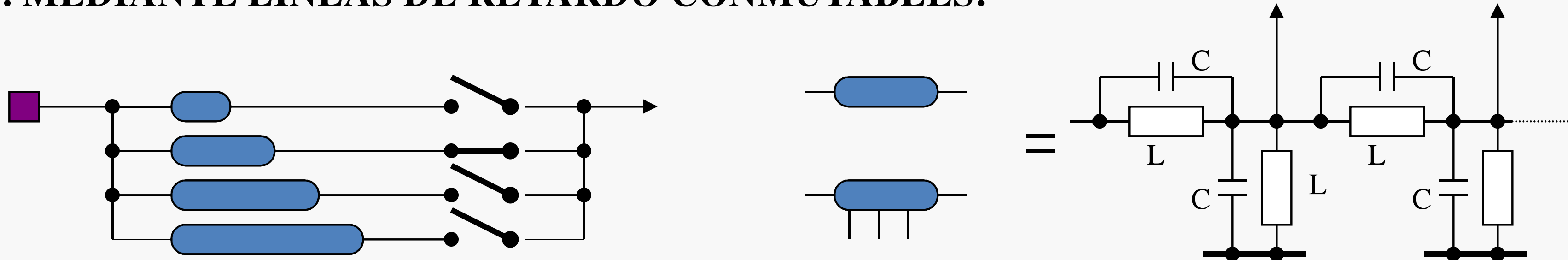
1- Reducir la cantidad de memoria de focalización
2- Reducir la cantidad de memoria de señal adquirida
3- Reducir la velocidad de muestreo, manteniendo una alta resolución temporal en los retardos

Técnicas electrónicas de focalización dinámica en recepción

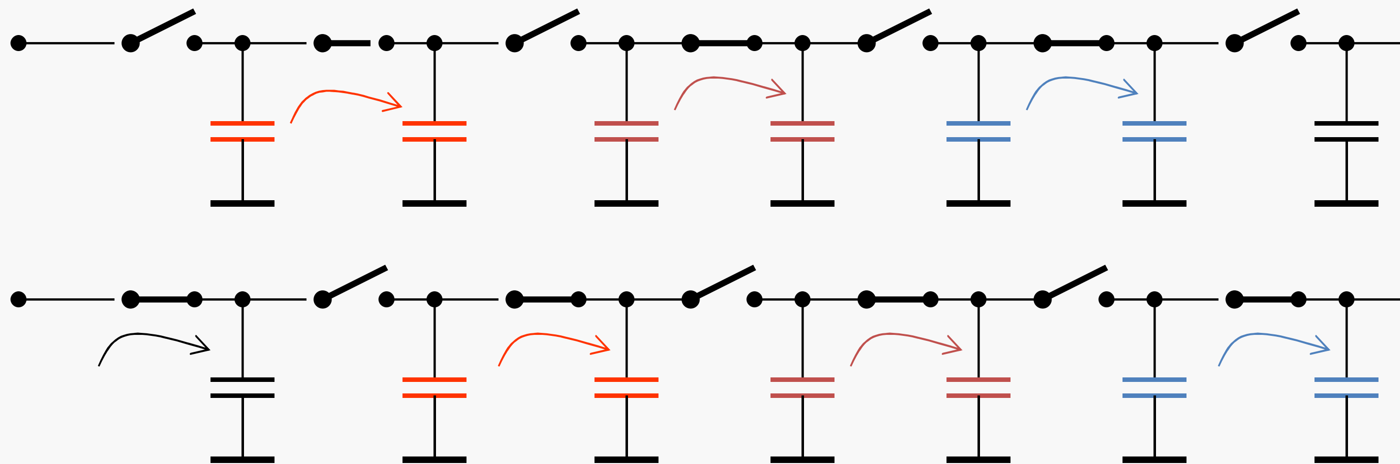
1. **Técnicas analógicas**
2. **Técnicas de Apertura Sintética (SAFT)**
3. **Técnicas digitales convencionales**
4. **Muestreo paso-banda e interpolación**
5. **Técnicas de Muestreo Selectivo (SST)**

Técnicas Analógicas de Retardo Variable

1. MEDIANTE LÍNEAS DE RETARDO CONMUTABLES:



2. MEDIANTE LÍNEAS DE RETARDO VARIABLES (CCDs):



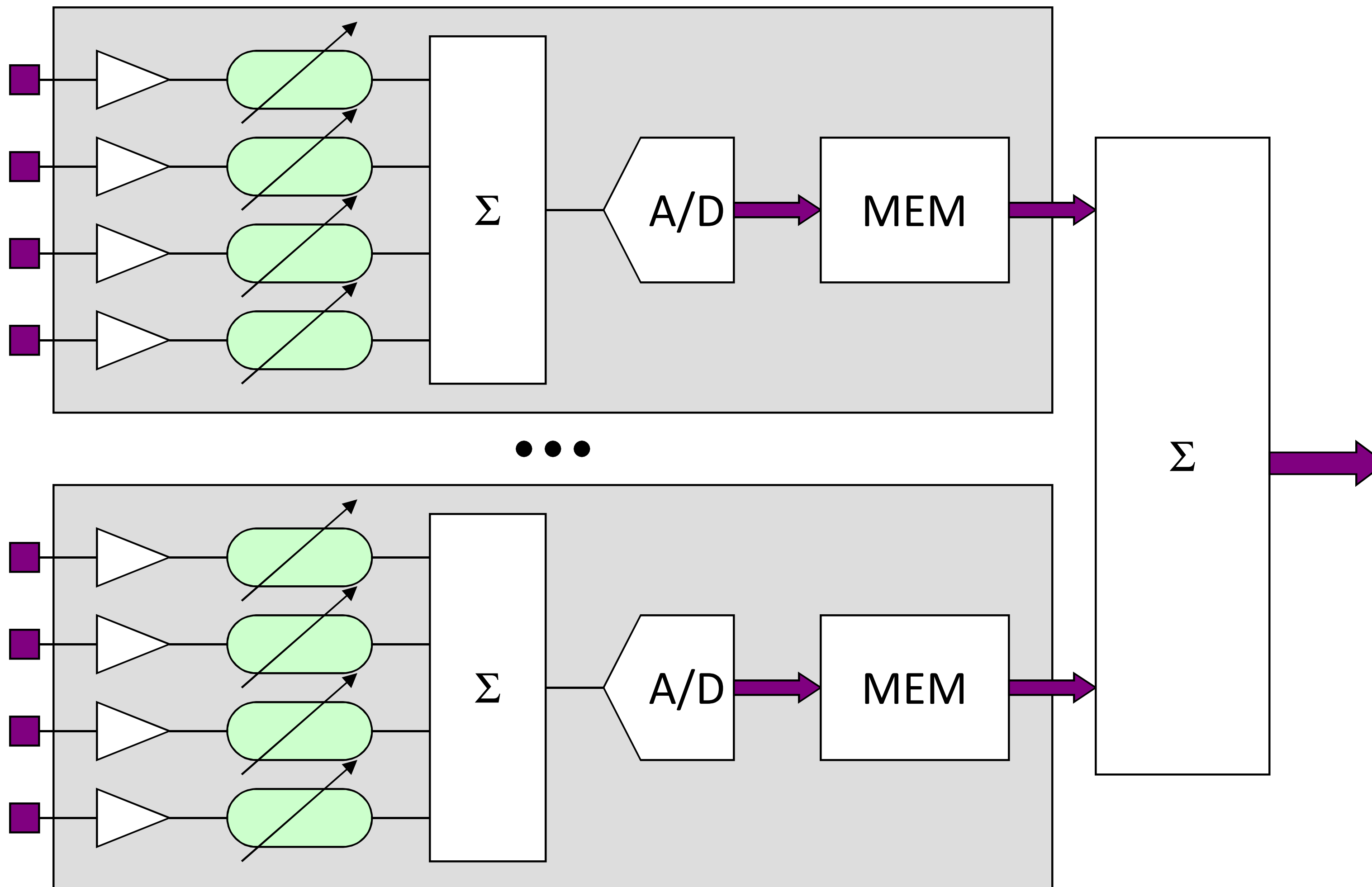
En cada Ciclo de Reloj de Transfiere la Carga de un Capacitor al siguiente. Variando el Periodo del Reloj se Modifica es Retardo

3. OTRAS TÉCNICAS (HETERODINACIÓN HACIA ARRIBA Y USO DE FILTROS SAW)

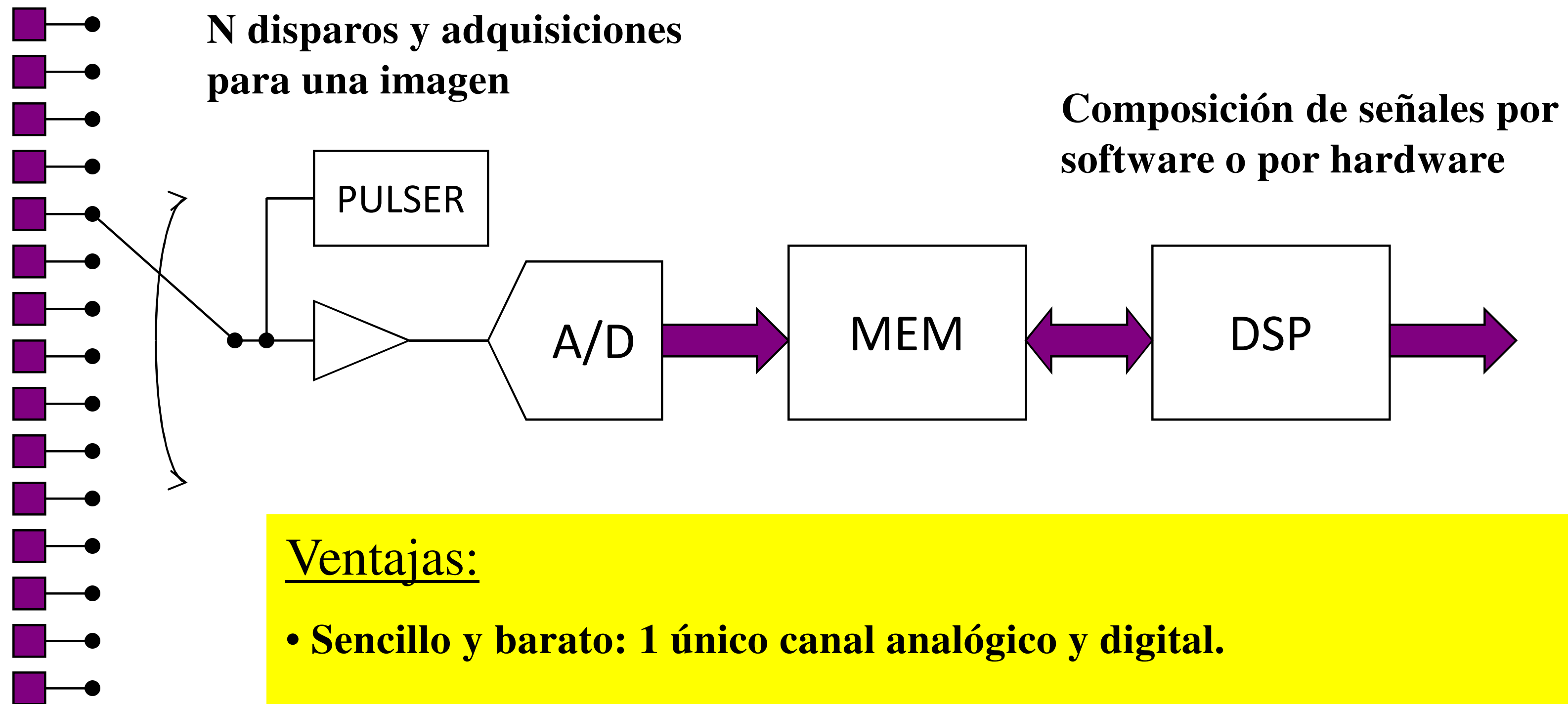
Técnicas Mixtas

1. LÍNEAS DE RETARDO => PEQUEÑOS RETARDOS (<1 us)

2. RETARDOS DIGITALES: PROGRAMABLES.



Técnica de Apertura Sintética (SAFT)



Ventajas:

- **Sencillo y barato: 1 único canal analógico y digital.**

Inconvenientes:

- **No focaliza en emisión ==> Mayores lóbulos laterales y de rejilla.**
- **Baja relación señal/ruido (Un único elemento en emisión).**
- **Limitación de la resolución temporal o gran consumo de memoria.**

Focalización Básica por Software

MÉTODO: Crear una tabla de índices k a muestras correspondientes de cada canal y sumar.

elm	profundidad z (para una línea)				
1	K(1,1)	K(1,2)	K(1,3)	...	K(1,R)
2	K(2,1)	K(2,2)	K(2,3)	...	K(2,R)
3	K(3,1)	K(3,2)	K(3,3)	...	K(3,R)
...	...				
N	K(N,1)	K(N,2)	K(N,3)	...	K(N,R)

MEMORIA DE FOCALIZACIÓN

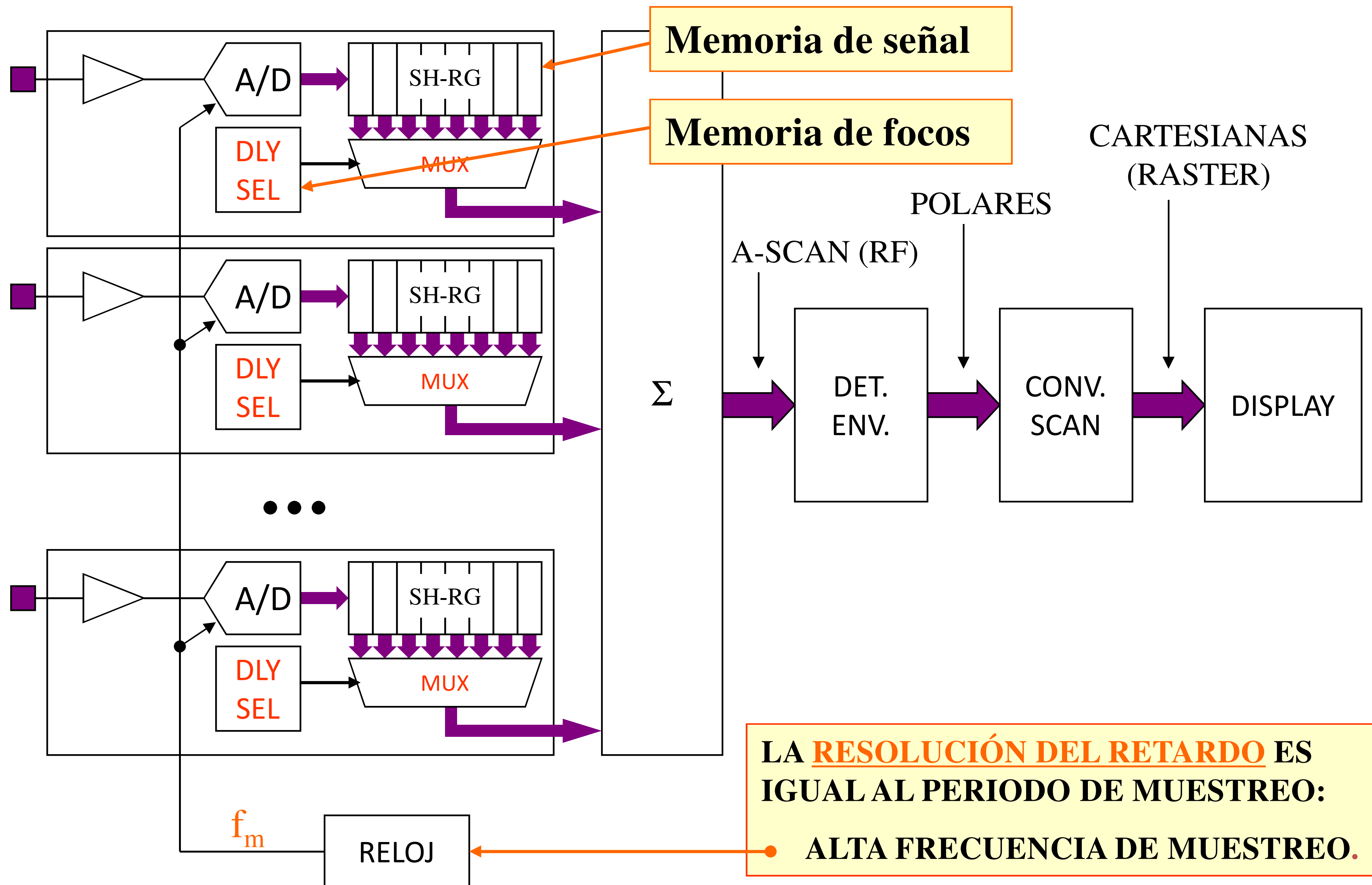
¿Cuánta memoria hace falta para almacenar los índices?

N elementos, R puntos de enfoque, resultan en N·R índices por cada línea. Ejemplo:

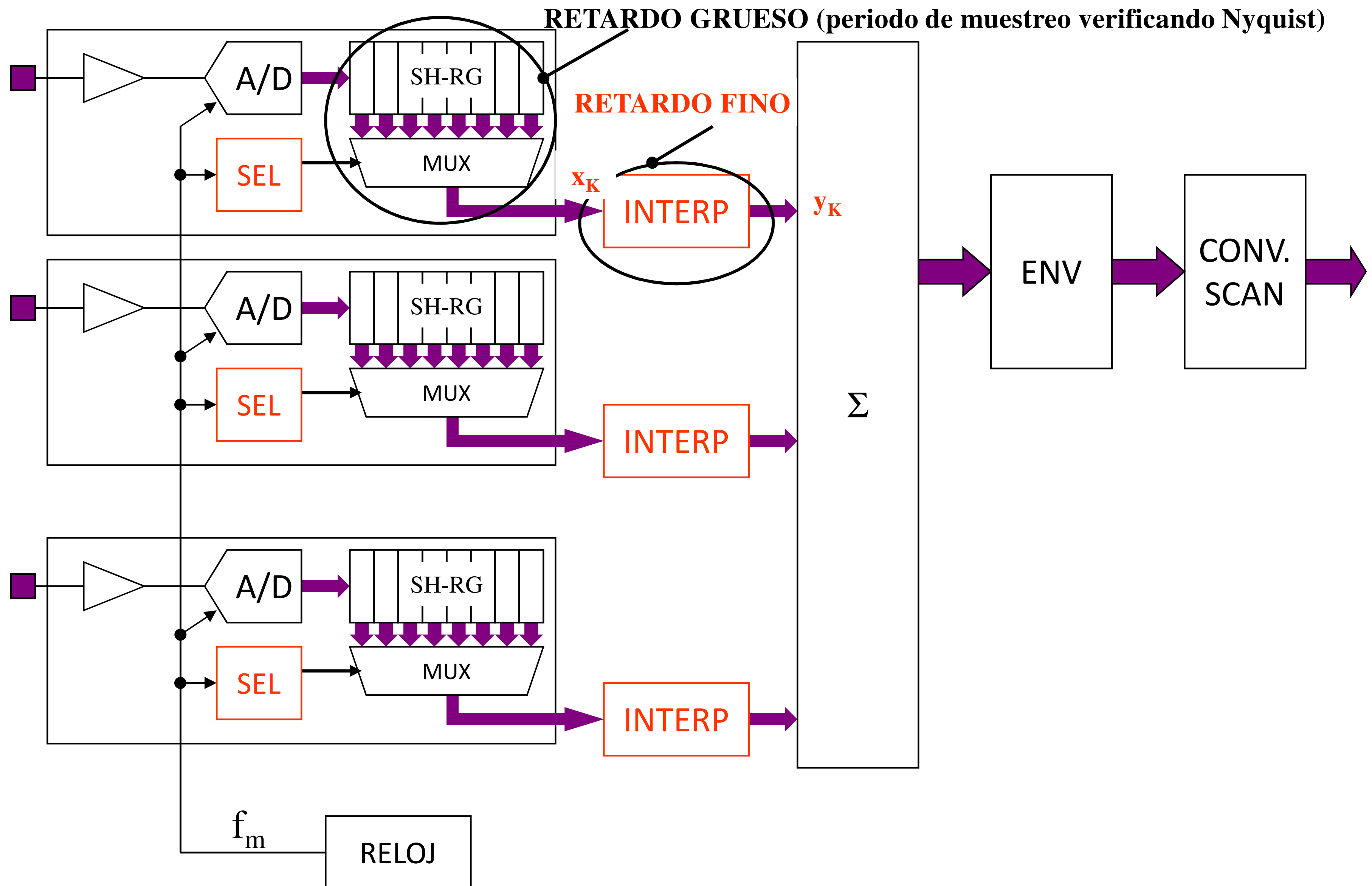
N=64, R=1024, L=128 ⇒ 2^{23} punteros =8M con un tiempo de acceso ≈ 4 ns

¿Cuánta memoria hace falta para almacenar las señales?

Fundamentos de la Focalización Digital en Tiempo Real

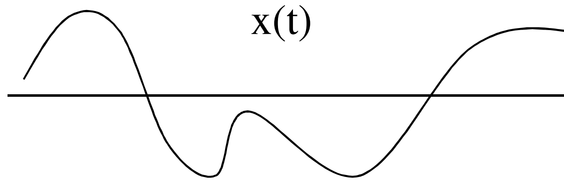


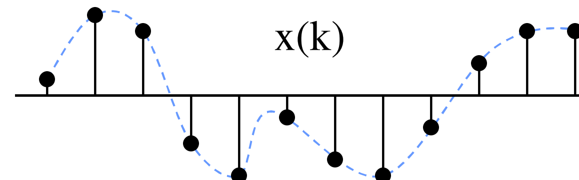
Focalización con Interpolación



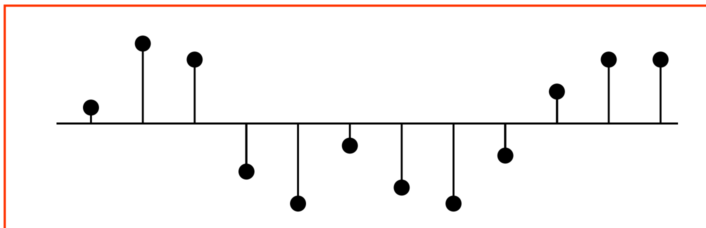
Repaso de las Bases Teóricas para la Interpolación

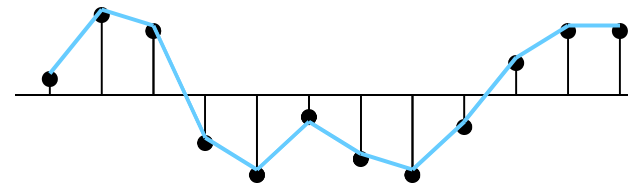
Sea x(k) = x(kT) la secuencia que resulta al muestrear una señal continua x(t) con periodo de muestreo T que verifica el criterio de Nyquist: T<1/(2fmax).



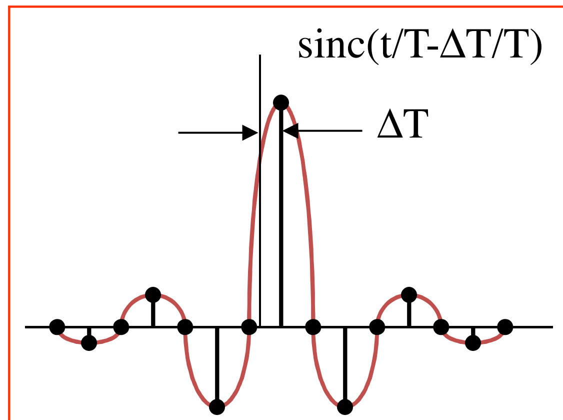


Según la teoría de muestreo, puede reconstruirse EXACTAMENTE x(t) a partir de x(k)...





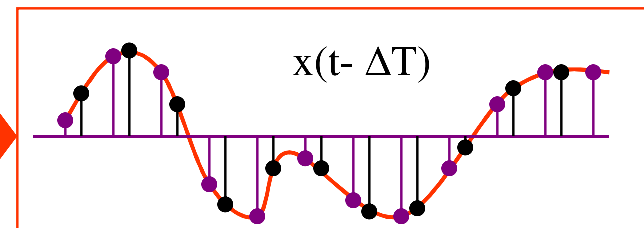
La reconstrucción por interpolación LINEAL no es muy "EXACTA"...



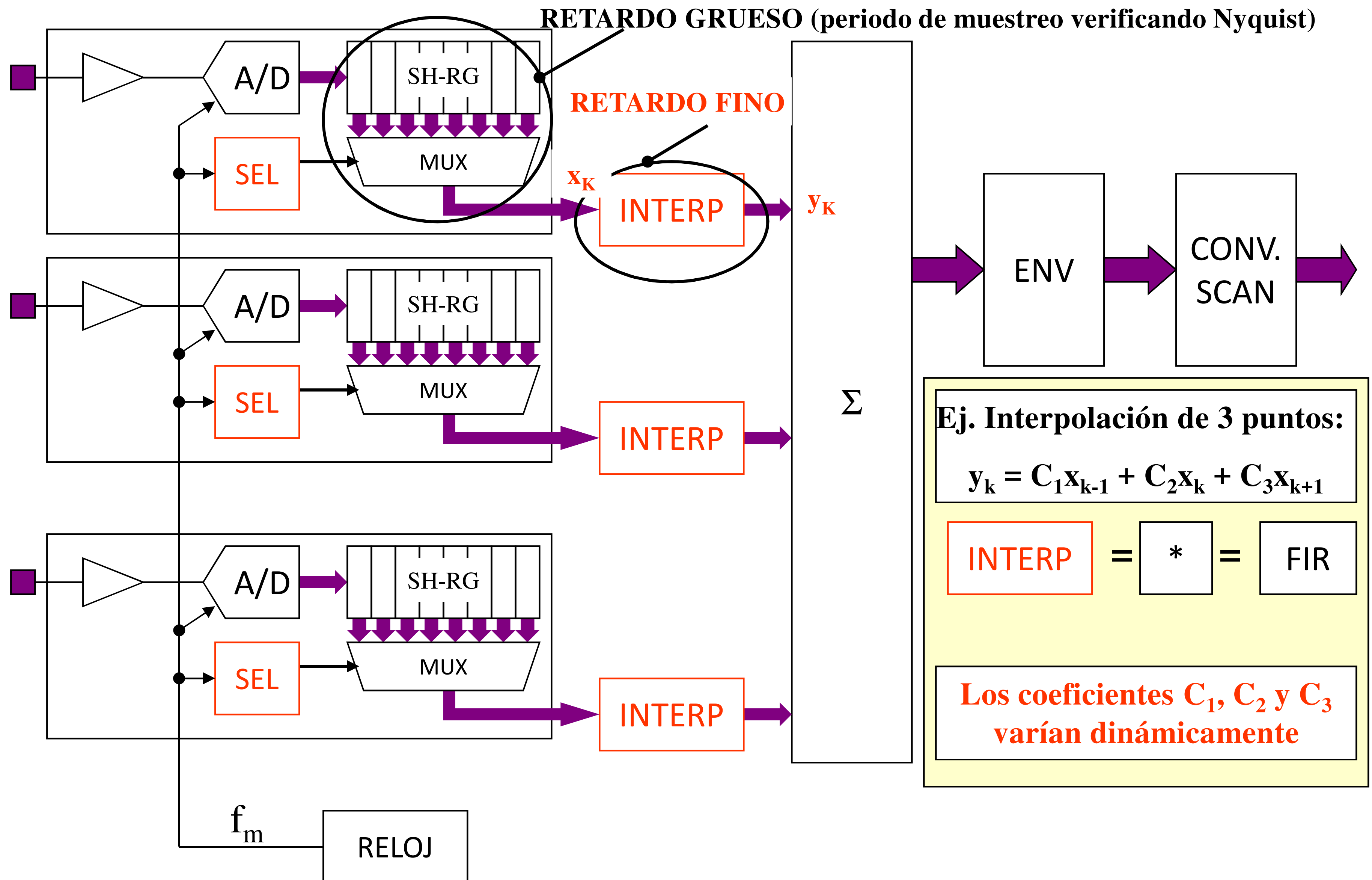
$x_P(k)$

FIR

*



La interpolación no es trivial...

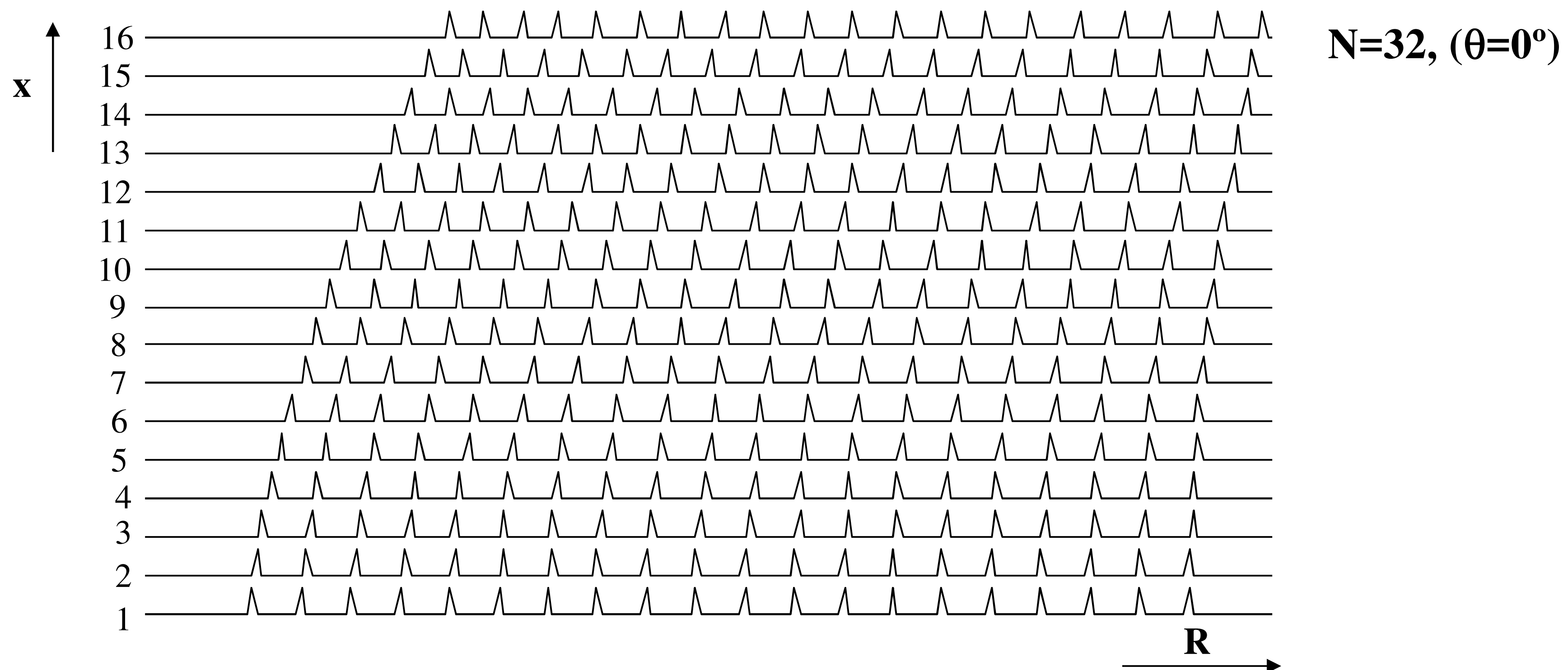


Técnicas de Muestreo Selectivo (TMS)

En lugar de RETRASAR las señales, se basan en adquirir las muestras en el instante de llegada desde cada foco a cada elemento, almacenarlas y sumarlas ordenadamente.

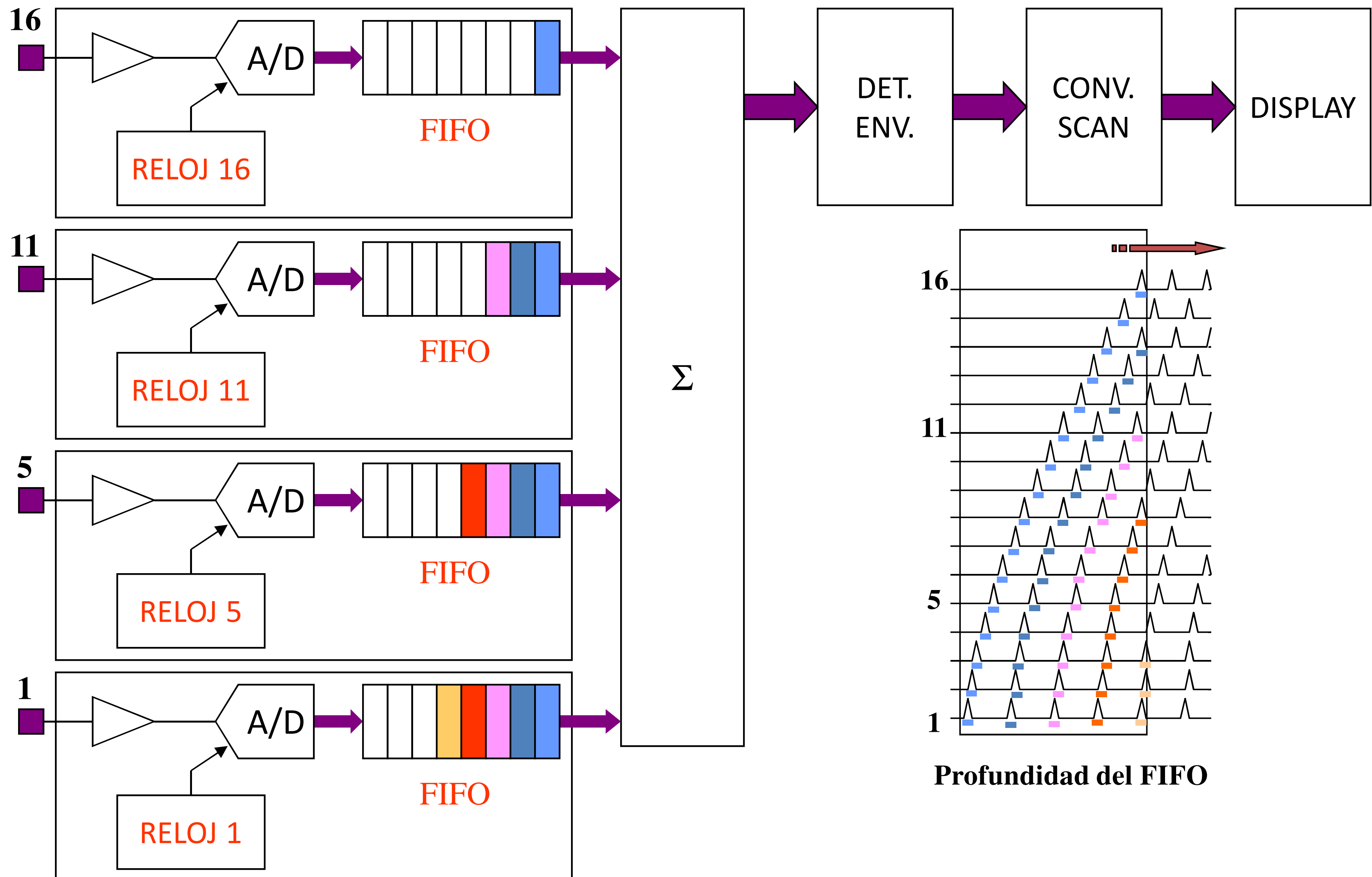
El RELOJ de muestreo de cada canal, de frecuencia NO UNIFORME, determina los instantes de adquisición:

$$T_{CLK}(x,R,\theta)=T_A+\frac{x^2}{Rc}-\frac{2x}{c}\,\mathrm{sen}\,\theta$$

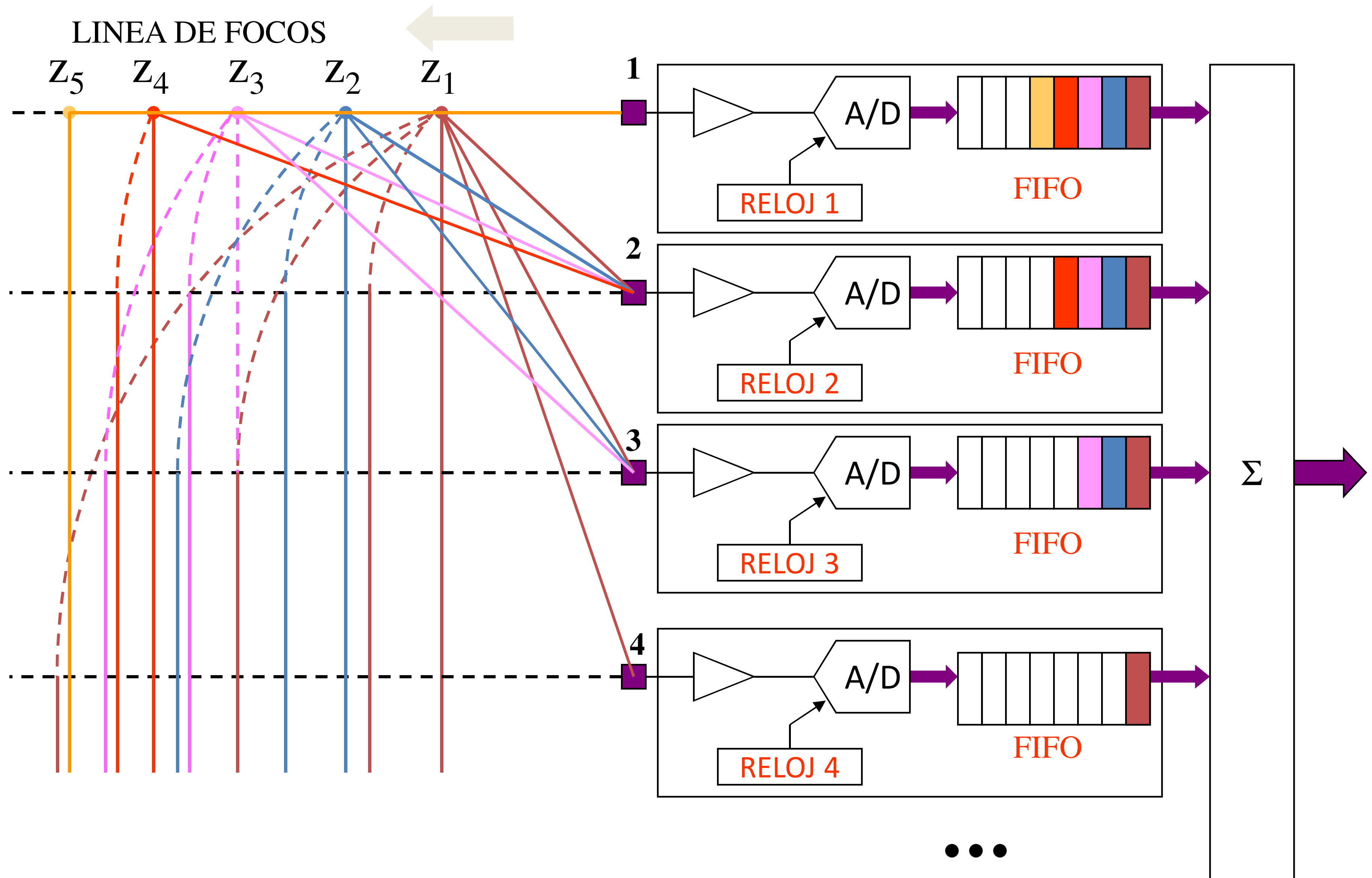


N=32, (θ=0º)

Focalización Encadenada

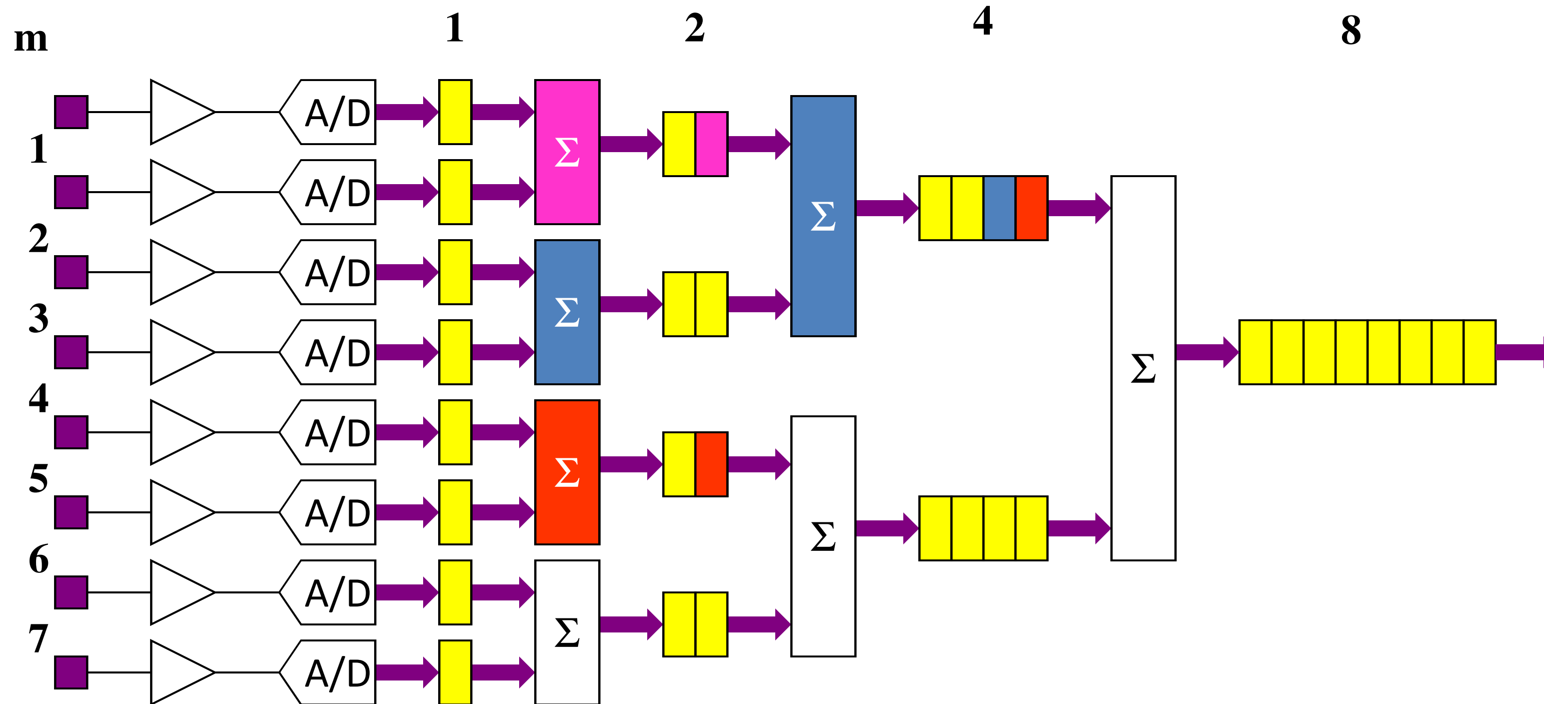


Focalización Encadenada: Operación



Arquitectura TMS para Focalización

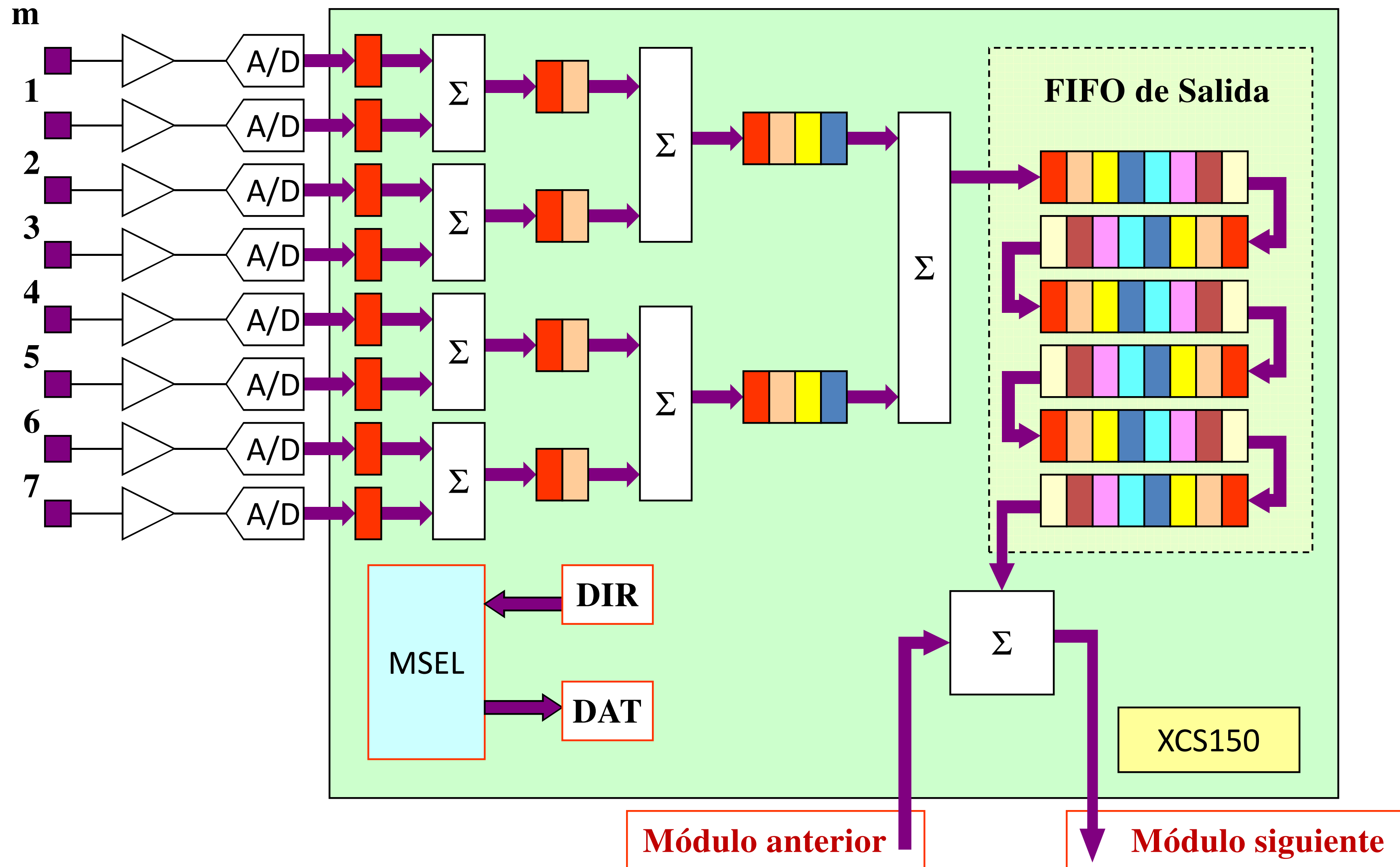
REALIZACIÓN DISTRIBUIDA DE FIFOs



Esta arquitectura tiene la ventaja de requerir sólo $N \log_2 N$ posiciones de memoria en vez de N^2 para almacenar las muestras de todo el array durante la generación dinámica de retardos.

Ejemplo: para un array con $N=64=2^6$ elementos, se requieren 384 posiciones en vez de 4096

Focalizador TMS en AMPLIA (proyecto MAGIAS)

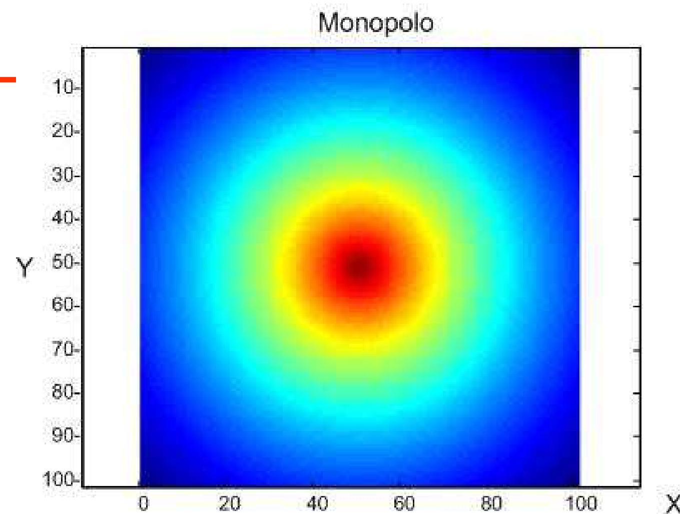


Introducción a la Simulación de Arrays (1)

```
%C= velocidad del sonido en el medio considerado, f0 = frecuencia del emisor, fm =
%frecuencia de muestreo, k = número de onda, gN = número de puntos de discretización del
espacio
function [p]=monopolo(np,C,fo,fm)
f = fo/np;
 %--------------------------------------
 % grilla de puntos
x0=0;
y0=np/2;
[x,y]=meshgrid(-np/2:np/2);
jwt=sqrt(-1)* 2*pi*f* 0;
k = 2*pi*f/c;
r = sqrt(x.^2+y.^2);
p1 = exp(jwt-k*r);
%Graficacion
imagesc(abs(p1)),  axis equal; title('Monopolo')
```

monopolo(400,344,100);





Introducción a la Simulación de Arrays (2)

Dos fuentes monopolares

```
function [x,y,p1,p2] = bipolo2(c,fo,Lx,np,n,sep)
deltaphi=n*pi/2; % diferencia de fase entre p1 y p2
lambda = c/fo; % longitud de onda
x0=sep*lambda;
y0=0;
xmin = -Lx/2;
xmax = Lx/2;
Fm = np/Lx; % frecuencia de muestreo del espacio
[x,y]=meshgrid(xmin:1/Fm:xmax); % grilla de puntos
wt= 2*pi*fo*0;
k = 2*pi*f/c;
 r = sqrt((x+x0/2).^2+(y+y0/2).^2);
p1 = exp(1j*(wt- k*r  + 0*pi))./r; % monopolo
rp = sqrt((x-x0/2).^2+(y-y0/2).^2);
p2 = exp(1j*(wt-k*rp + deltaphi))./rp; % monopolo desplazado
p = p1+p2;
figure(1); imagesc(xmin:1/Fm:xmax,xmin:1/Fm:xmax,log(abs(p)))
axis equal; title('Bipolo'); xlabel('X'); ylabel('Y');
```

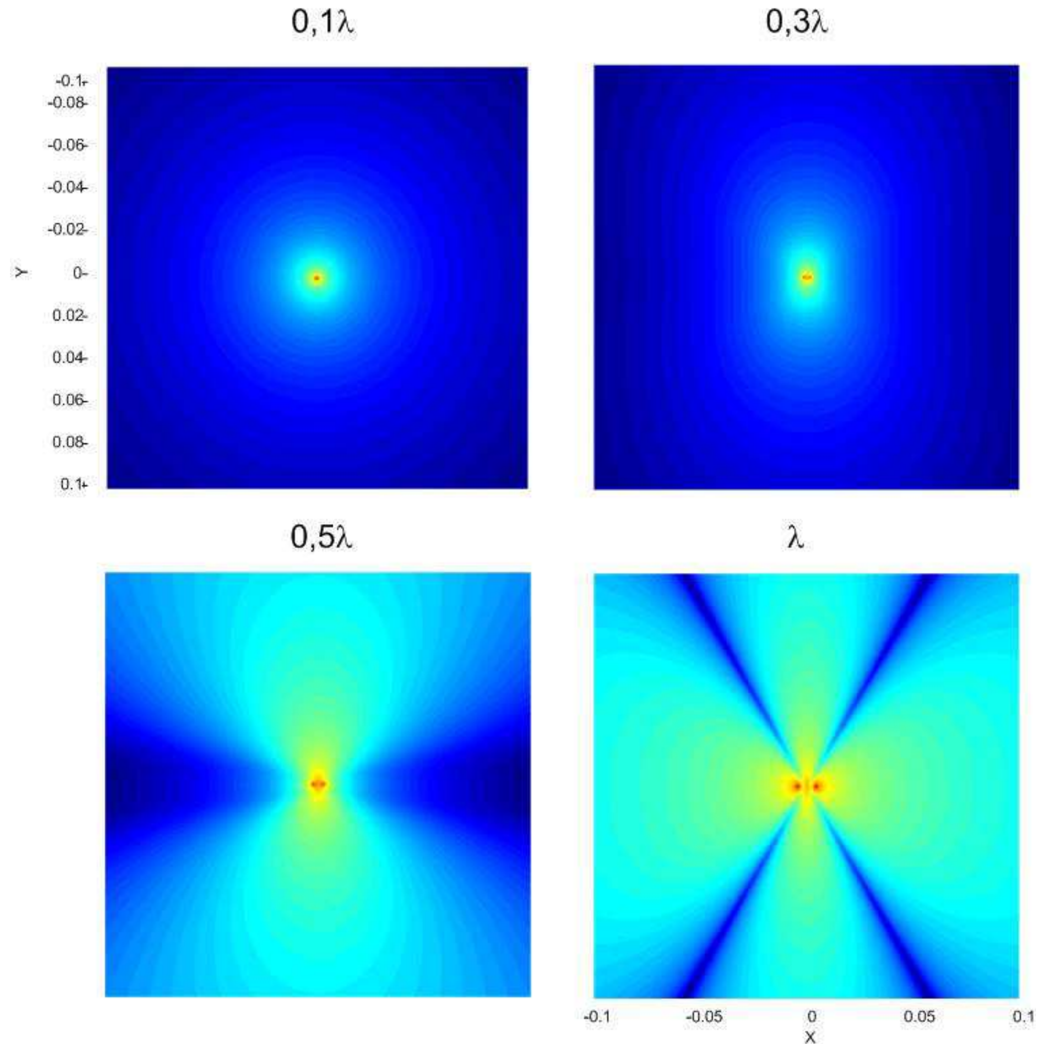
Introducción a la Simulación de Arrays (3)

Dos fuentes monopolares

Simular el campo de presión para el caso de dos fuentes monopolares separadas a una de 0.3λ, 0.5λ, 0.6λ, y λ que oscilan a una frecuencia de 40 kHz, sumergidas en aire y diferencia de fase igual a cero.

```
bipolo2(344,40e3,0.2,2003,0,0.1);
bipolo2(344,40e3,0.2,2003,0,0.3);
bipolo2(344,40e3,0.2,2003,0,0.5);
bipolo2(344,40e3,0.2,2003,0,1);
```

Debido a que se supone que el medio es aire y teniendo en que cuenta la frecuencia de trabajo es de 40 kHz, se adopto Lx en 20 cm



Introducción a la Simulación de Arrays (4)

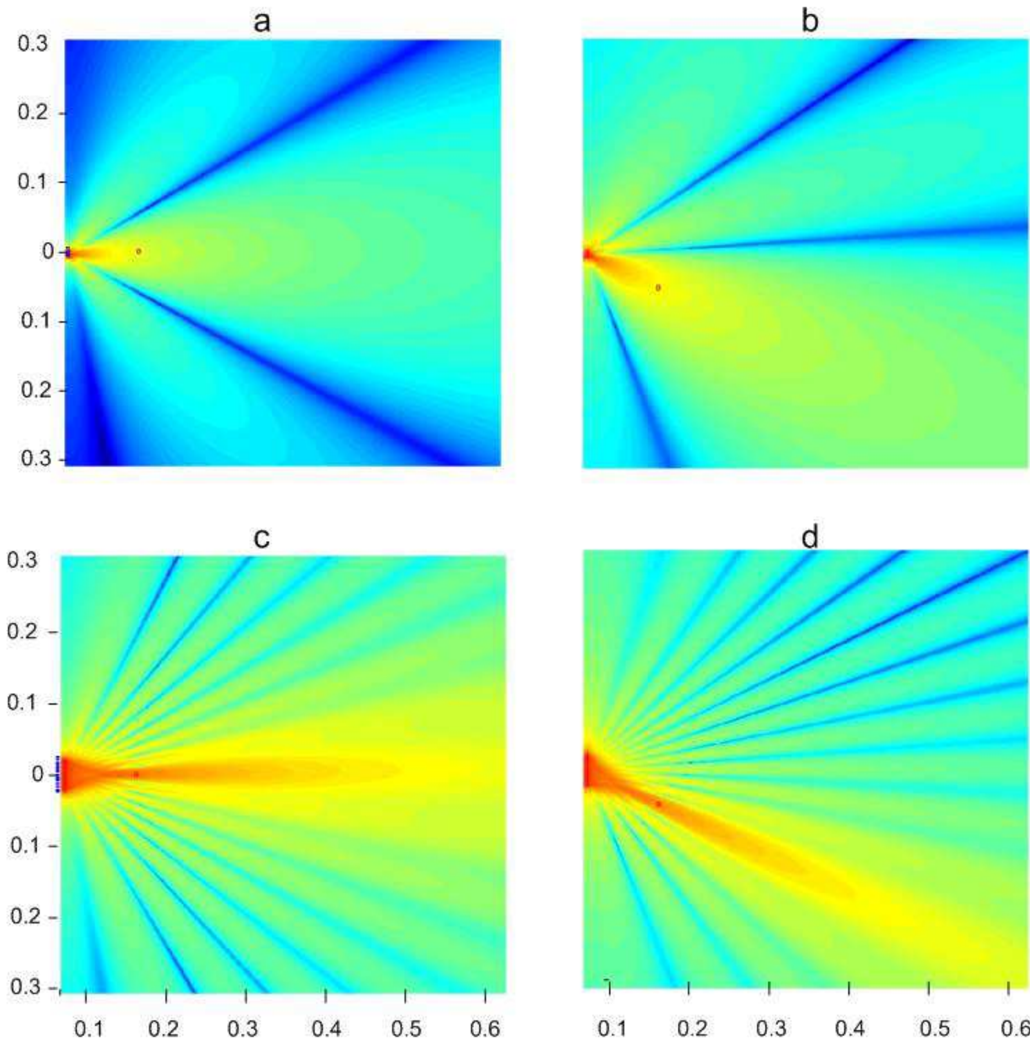
Focalización

```
function [phi ] =array(N,sepy,R,c,f,Lx,condir,gN,dy,xe)
xe = 0;
l = 3e-3; % ancho del transductor (m)
lambda = c/f; % longitud de onda
deltay=sepy*lambda;
xmin = -Lx/4; xmax = Lx*3/4; ymin = -Lx/2; ymax = Lx/2;
Fse = gN/Lx; % frecuencia de muestreo del espacio
[x,y]=meshgrid(xmin:1/Fse:xmax,ymin:1/Fse:ymax); % grilla de puntos
w= 2*pi*f; k = 2*pi*f/c;
p=x*0; % inicializo la presión en cada punto
for i=1:N
r = sqrt((x-xe).^2+(y+deltay*N/2-deltay*i).^2); % distancia cada punto al elemento i
thet = atan2((y+deltay*N/2-deltay*i),(x-xe));
if condir
    dir = ( sin(pi*l/lambda*sin(thet))./(pi*l/lambda*sin(thet)) );
else
    dir=1;
end
phi(i) = (sqrt(R(1).^2+(R(2)-deltay*i+deltay*N/2).^2)-sqrt(R(1).^2+R(2).^2))/c;
p = p + dir.*exp(1j*(w*phi(i) - k*r  ))./r; % acumulador
end
figure(1)
imagesc(xmin:1/Fse:xmax,ymin:1/Fse:ymax,log(abs(p)))
axis equal; hold on
plot(R(1),R(2),'or'); plot(0,(-N/2:N/2)*deltay,'.b')
hold off
```

Introducción a la Simulación de Arrays (5)

Simular la distribución del campo acústico de un array de 4 elementos apoyado sobre una placa de aluminio, que trabaja a una frecuencia de 1 MHz. a- Focalizando sobre el eje. b- Focalizando en el punto R=[0.1 0,05]. c- Para las mismas condiciones, para 16 elementos focalizando sobre el eje y d- Focalizando para el punto R=[0.1 0,05].

```
array(4,[0.1 0.0]);
array(4,[0.1 0.05]);
array(16,[0.0 0.0]);
array(16,[0.0 0.05]);
```



Referencias

J. Camacho , D. Ibáñez, O. Pereyra, R. Canetti, C. Negreira USON II - Sistema de Emisión y Recepción de Señales de Ultrasonido para Arrays de Elementos Piezoeléctricos. IBERSENSOR 2006, Montevideo, 27-29 de setiembre de 2006.

J. Camacho, M. Parrilla, A. Ibañez, C. Fritsch. Dynamic Focusing for Medical Echography. Montevideo, 27-29 de setiembre de 2006 IBERSENSOR 2006

Mark S. Ureda JBL .Line Arrays: Theory and Applications Professional Northridge, CA USA. Audio Engineering Society Convention Paper Presented at the 110th Convention 2001 May 12–15 Amsterdam, The Netherlands

Yago Gómez-Ullate Ricón. Estudio de Sistemas Ultrasónicos basados en Multitransductores para la Detección de Defectos en Estructuras tipo Placa. Tesis Doctoral, Univ. Politécnica de Madrid, Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales, 2007.

Parrillla Romero, M. Conformación de Haces Ultrasónicos mediante Muestreo Selectivo con Codificación Delta. Tesis doctoral, Facultad de Informática, Universidad Politécnica de Madrid, 2004.

Referencias

Camacho Sosa Díaz, J. Imagen Ultrasónica por Coherencia de Fase. Tesis doctoral. Facultad de Ciencias Físicas, Sección Departamental de Arquitectura de Computadores y Automática (Arquitectura y Tecnología de Computadores e Ingeniería de Sistemas y Automática), Universidad Complutense de Madrid. 2011

Veca, A., Accolti, E. Ultrasonido para Ingenieros y Estudiantes de Ingeniería. ***Capítulo IX.*** Http://dea.unsj.edu.ar/ultrasonido



Aplicaciones Industriales del Ultrasonido
Ultrasonido para Uso Médico



Prof. Dr. Angel C. Veca
Marzo 2018

Tema IV
Simulación de la Señal de Eco

TEMARIO

Modelación y Simulación de Trazas A-scan usando Matlab
Parámetros Característicos de la Envolvente de un Eco
Generación de una Traza Simple
Generación de una Traza Múltiple
Detección de Máximos de una Traza
Referencias

Modelación de trazas (1)

Motivación

A partir del modelo de eco con envolvente polinómica:

$$Rf(t) = C_0 (t - T_0)^n e^{-\alpha(t - T_0)} sen[2\pi\omega_0 (t - T_0) + \varphi] u(t)$$

1- Generar una traza de un eco teniendo en cuenta:
Parámetros del palpador, Frecuencia de muestreo
Tiempo de transito, Relación Señal/Ruido
Amplificación

2- Generar una traza de tres ecos teniendo en cuenta:
los parámetros anteriores

3- Aplicar a una traza generada un algoritmo de multipicos

Se usa el modelo polinómico debido a que la mayoría de los palpadores comerciales responden a el

Modelación de trazas (2)

Determinación del Tiempo de Transito

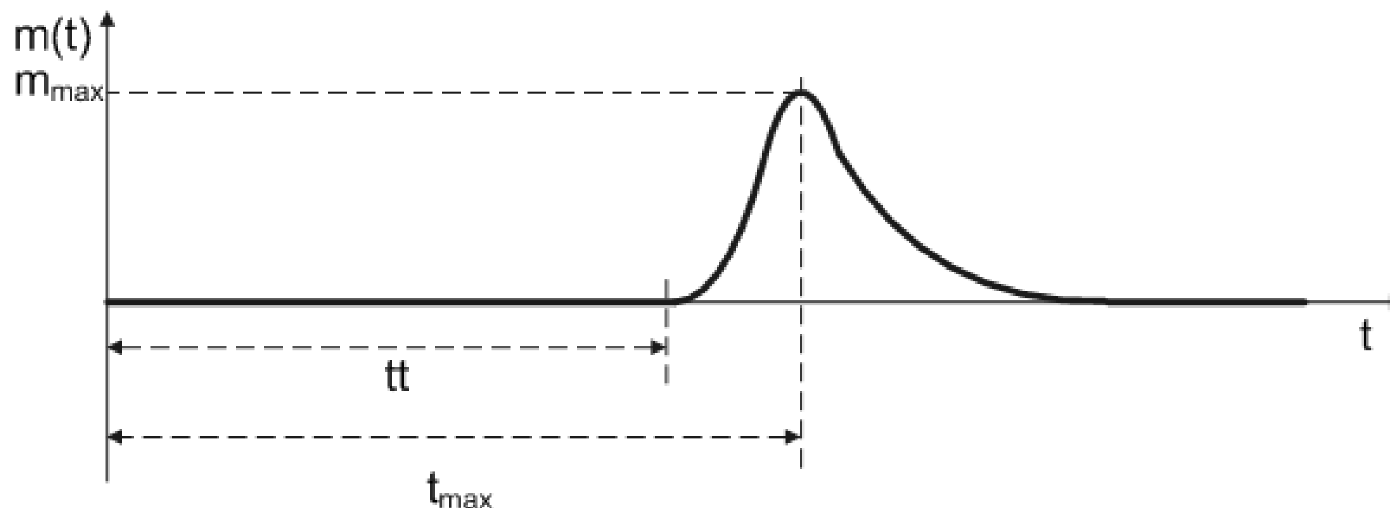
A-scan

$$Rf(t) = C_0 (t - tt)^n e^{-\alpha(t-tt)} sen[2\pi\omega_0 (t - tt) + \varphi] u(t)$$

Envolvente de Rf(t)

$$m(t) = C_0 (t - tt)^n e^{-\alpha(t-tt)}$$

Donde: ***Co*** es la amplitud máxima, α la constante de amortiguamiento del palpador, **n** constante del modelo polinómico con valor = 2 para frecuencias menores o iguales a 320KHz y 3 para frecuencias mayores.
tt es el tiempo de transito, φ la fase del eco, **w0** la frecuencia angular de trabajo y **u(t)** la función escalón unitario



Modelación de trazas (3)

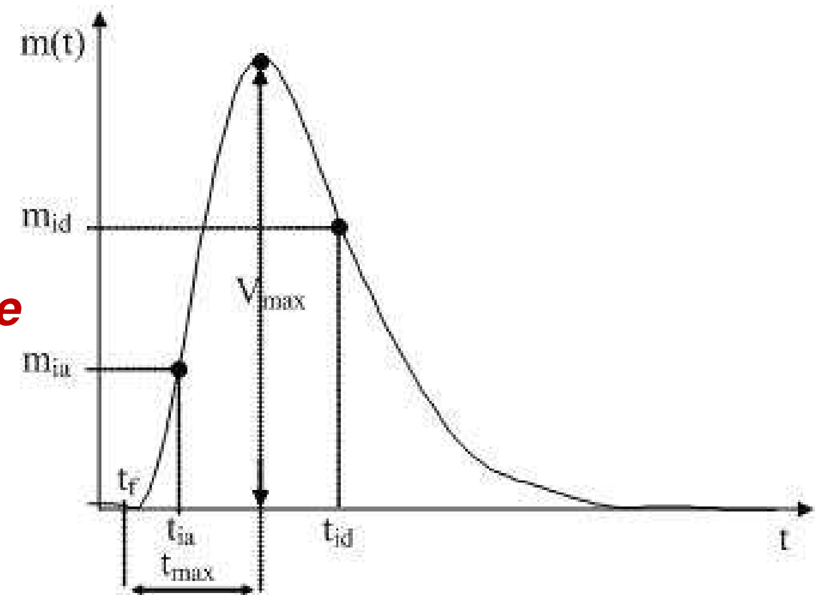
Calculando la derivada primera de Rf(t) respecto de (t-tt) e igualando a cero

$$t_{\max} = tt + \left(\frac{n}{\alpha}\right) \longrightarrow tt = t_{\max} - \frac{n}{\alpha}$$

Derivando por segunda vez respecto del tiempo la señal de eco e igualando a cero, se obtienen los puntos de inflexión:

$$t_{ia} = \frac{n - \sqrt{n}}{\alpha}$$ ***Punto de inflexión Ascendente***

$$t_{id} = \frac{n + \sqrt{n}}{\alpha}$$ ***Punto de inflexión Descendente***



Generación de una traza simple con Matlab (1)

function [eco,env]=genera_poly15(f0_nor,t,alfa,nm,EX,snr)

donde: **eco** es el A-scan, **env**, envolvente del A-scan
f0_nor, frecuencia de muestreo normalizada
t, vector que define la longitud del registro
alfa, constante de amortiguamiento del palpador
nm, ***número de muestras al máximo del eco***
EX, amplitud del eco
snr, relación señal ruido en dB

f0_nor, frecuencia de muestreo normalizada:
Relación entre la frecuencia de trabajo del palpador **fo**, respecto a la de muestreo ***fm***

$$fo_nor = \left(\frac{f_0}{f_m} \right)$$

Generación de una traza simple con Matlab (2)

Cómo se relaciona el número de muestras con el tiempo?

$$nm = \frac{tiempo}{Periodo\ de\ muestro}$$

$$Tm(s) = \frac{1}{Frecuencia\ \ de\ \ muestro} = \frac{1}{fm}$$

Estimando la distancia a recorrer por el ultrasonido, las características del medio y la frecuencia de muestreo, puede determinarse el número de muestras al máximo de la envolvente y el número de muestras totales de la simulación. El siguiente ejemplo aclara lo citado.

Ejemplo
Se dispone de una pieza de aluminio (**c = 6000 m/s**) de **2 cm de espesor** para ser inspeccionada usando un palpador de **5 MHz**, con **constante de amortiguamiento de 0.13** y se **muestrea** a una frecuencia de **66 MHz**.

Calcular:
El tt teórico
El nm al máximo de la envolvente
La longitud máxima del registro .

Generación de una traza simple con Matlab (3)

$$tt = 2 * espesor/C = 2 * 0.02/6000 = 6.66us$$

$$Tm = 1/fm = 1/66 \cdot 10^{6} = 15.1ns$$

$$nm_{tt} = tt/Tm = 6.66us/15.8ns = 440\,muestras$$

$$t_{\max} = 6.66 \cdot 10^{-6} + 3.49 \cdot 10^{-7} = 7us$$

$$nm_{t\max} = t_{\max}/Tm = 7us/15.8ns = 463\,muestras$$

Para **visualizar la señal de eco completa** se puede **adoptar** un tiempo de **4 veces la diferencia de tiempo t_{max}-tt,** debido a que se trata de una **función exponencial negativa**, con **valor próximo a cero** a **partir de 4 constantes de tiempo**, por lo tanto,

$$nm_{t0-tt} = 4(t_{\max} - tt)/Tm = 4(7us - 6.66us)/15.8ns = 90muestras$$

El número total de muestras del registro es de **553**, quedando en la función genera_poly15, el vector de muestra en **[0:552]**

Generación de una traza simple con Matlab (4)

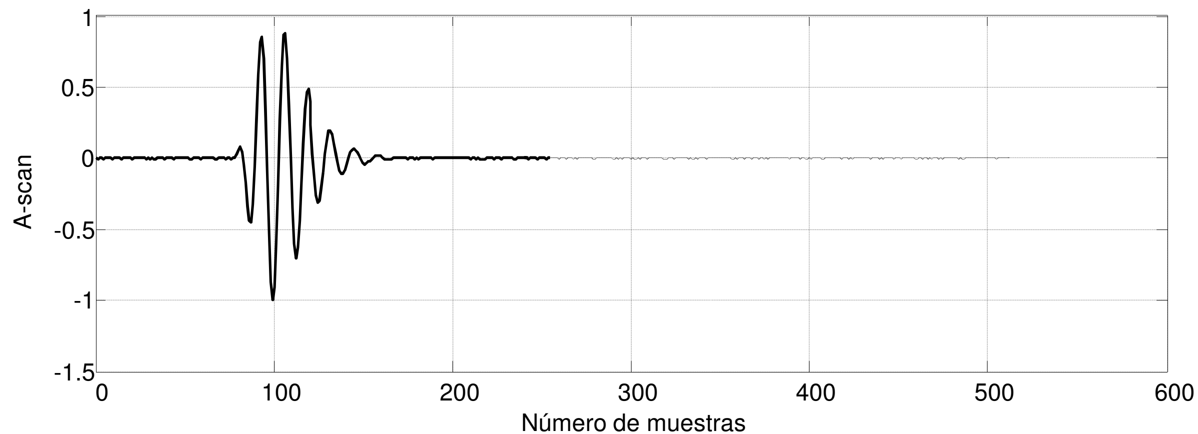
genera poly15.m

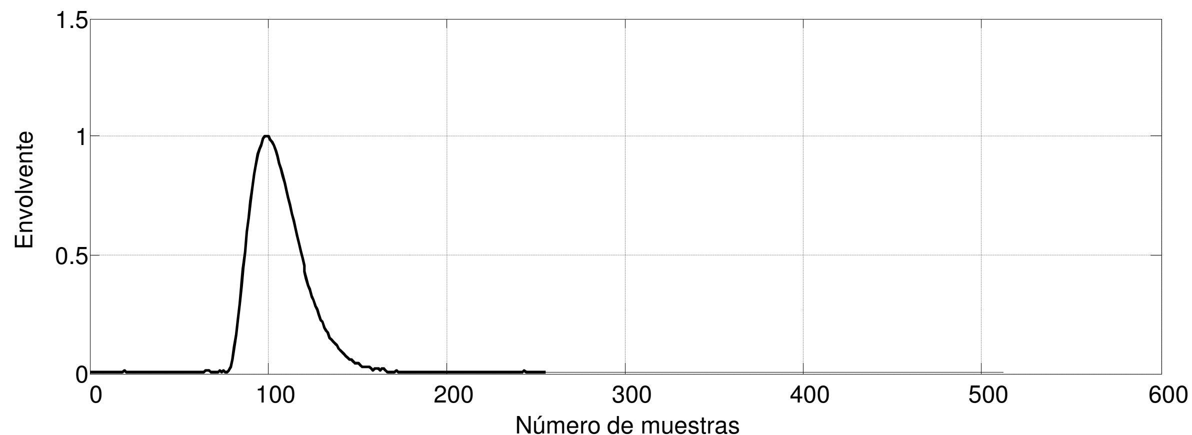
```
function [eco,env,to]=genera_poly15(f0_nor,t,a,n,nm,EX,snr,gra)
%Modelo de envolvente polinómica
w0_nor=2*pi*f0_nor;
tmax=round(n/a);
b=(a*exp(1)/n).^n;
%Generación del eco
t0=0;
tx=[zeros(1,(t0+nm)-tmax) 1:length(t)-((t0+nm)-tmax)];
e=b*tx.^n.*exp(-a*tx);
  rf=sin(w0_nor*tx);
  eco=EX*e.*rf;
%Ruido aditivo
y=10^(snr/20);
rui=(rand(size(tx))-.5)/y;
eco=eco+rui;
%Extracción de la envolvente
env=abs(hilbert(eco));
```

Generación de una traza simple con Matlab (5)

fm = **66 MHz**, fo = **5MHz, t** = [0:**512]**, nm = **100**, Ex = **1**, SNR = **40dB**, alfa = **0.13**

[eco,env]=genera_poly15(5/66,[0:512],0.13,100,1,40,1)

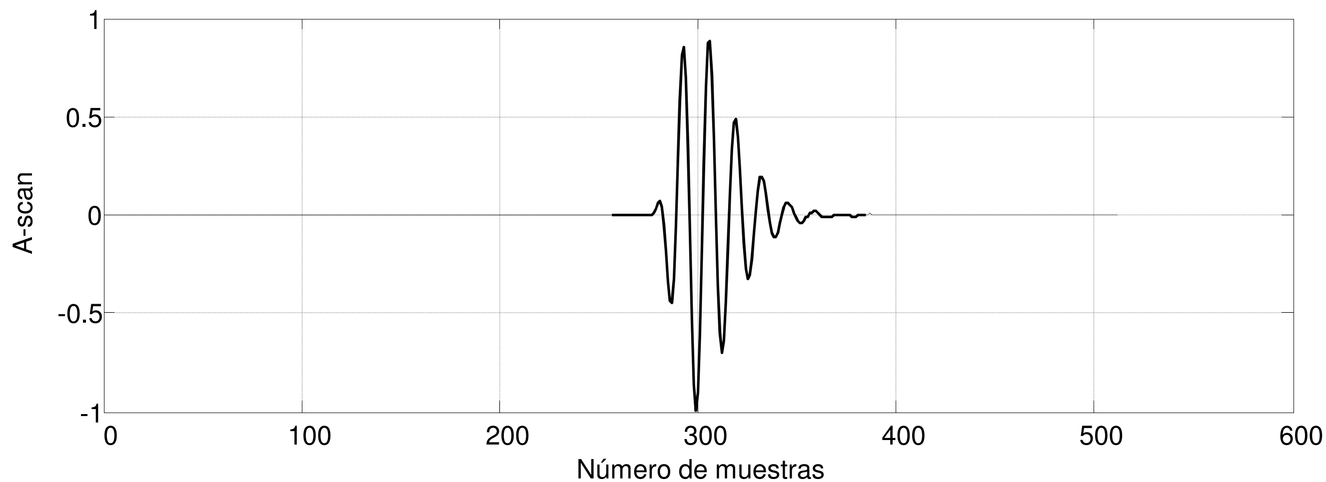


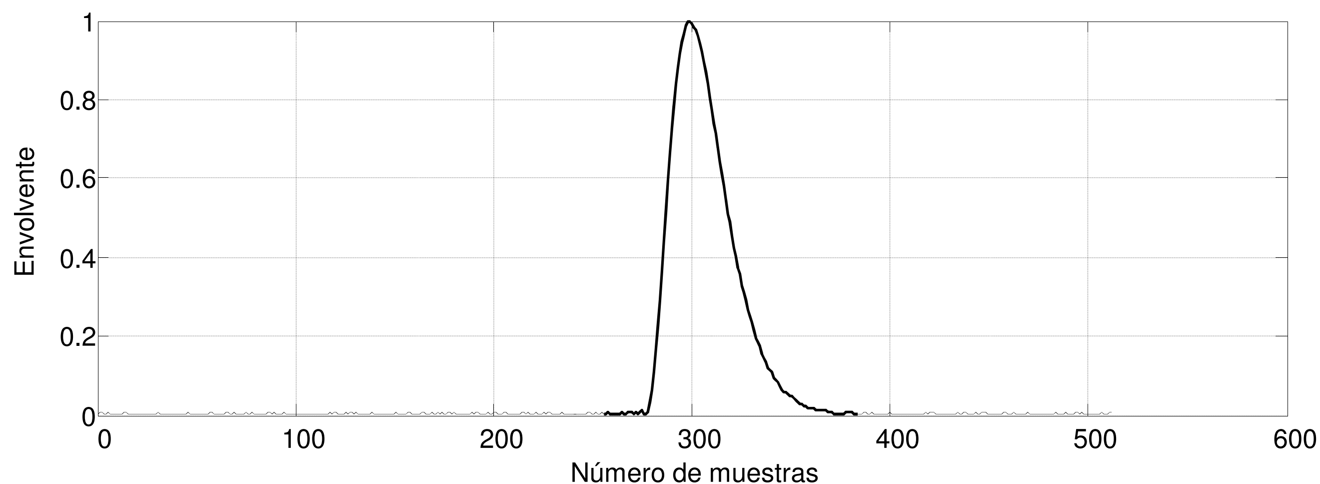


Generación de una traza simple con Matlab (6)

Cambiando el nm al máximo a 300

[eco,env]=genera_poly15(5/66,[0:512],0,13,300,1,40,1)

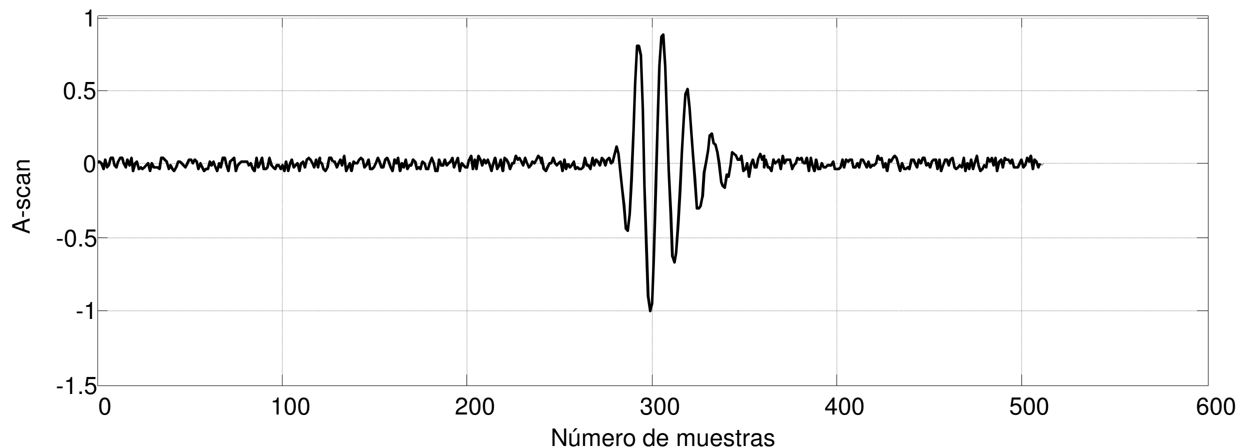


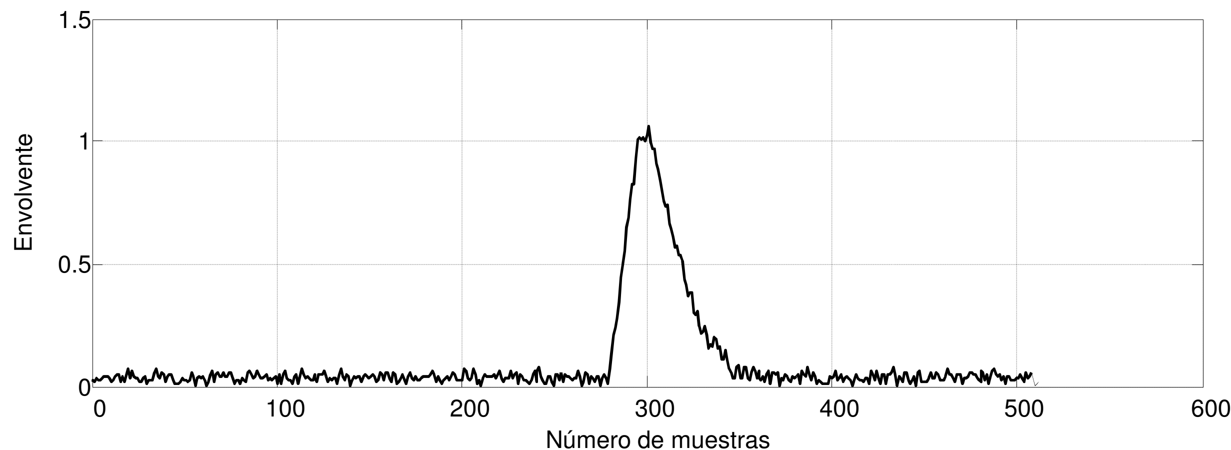


Generación de una traza simple con Matlab (7)

Cambiando la snr de 50 a 20 dB

[eco,env]=genera_poly15(5/66,[0:512],0.13,300,1,20,1)

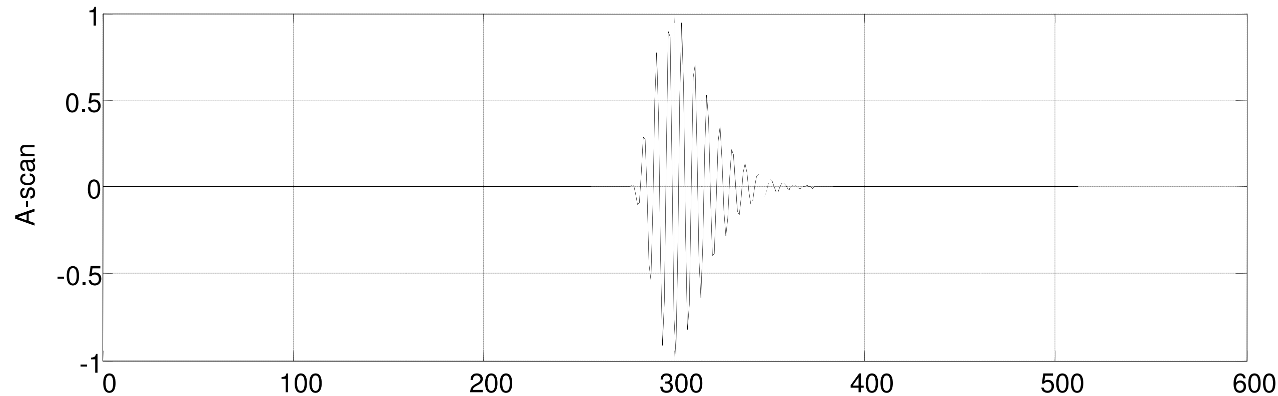




Generación de una traza simple con Matlab (8)

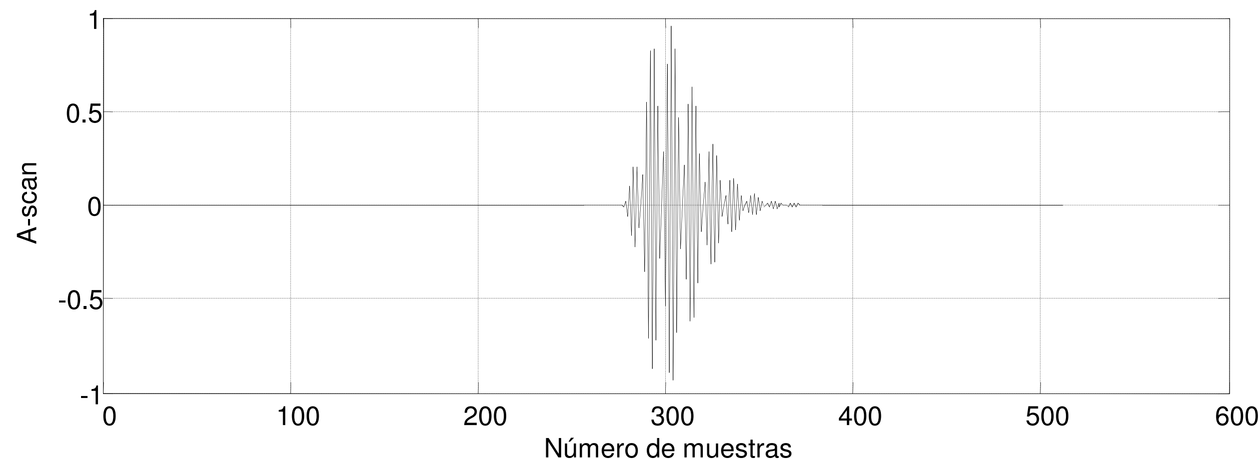
Cambiando fm de 66 a 33 MHz

[eco,env]=genera_poly15(5/33,[0:512],0.13,300,1,50,1)



Cambiando fm de 33 a 15 MHz

[eco,env]=genera_poly15(5/15,[0:512],0.13,300,1,50,1)



Generación de una traza de 3 ecos en Matlab (1)

traza.m

```
function [traza,env] = genera_traza(f0_nor,t,a,snr,EX1,EX2,EX3,nm1,nm2,nm3)
```

donde: **eco**, A-scan, **env**, envolvente del A-scan
f0_nor, frecuencia de muestreo normalizada
t, vector que define la longitud del registro
alfa, constante de amortiguamiento del palpador
nmi, número de muestras al máximo del eco
EXi, amplitud del eco
snr, relación señal ruido en dB

Elementos comunes a la traza(f0_nor,t,a,snr,)

Elementos particulares de cada eco(,EX1,EX2,EX3,nm1,nm2,nm3)

Generación de una traza de 3 ecos en Matlab (2)

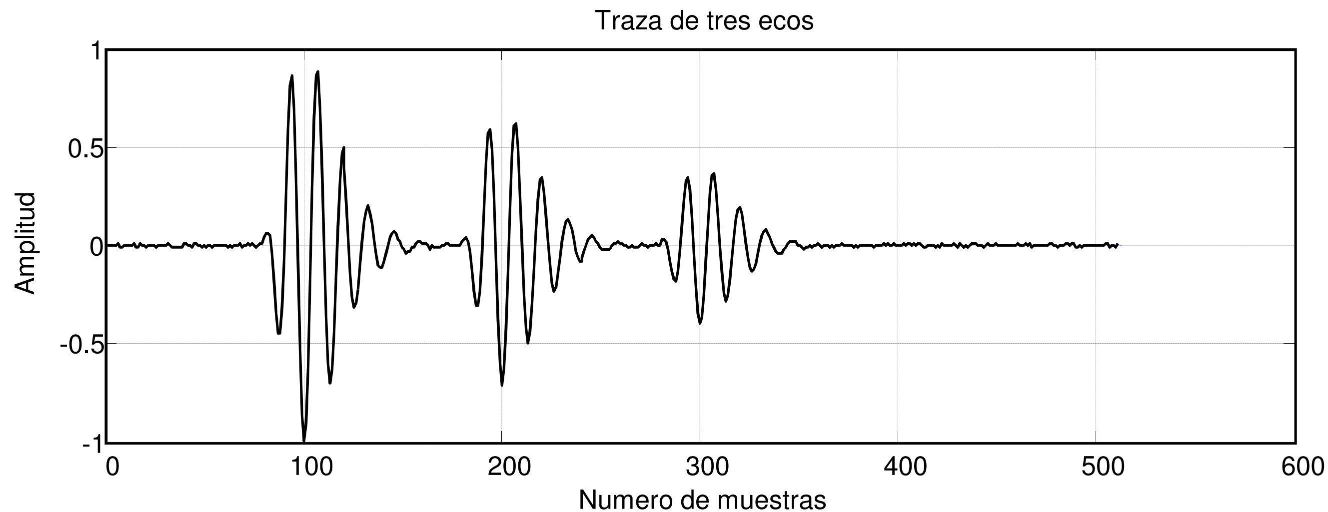
genera_traza.m

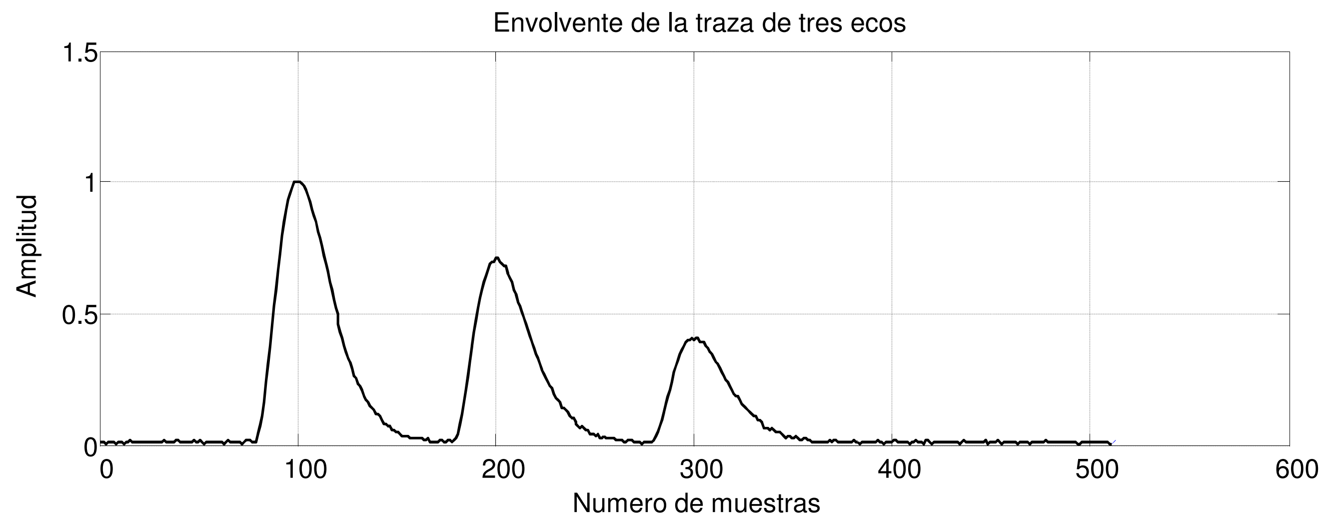
```
function [traza,env] =
genera_traza(f0_nor,t,a,n,snr,EX1,EX2,EX3,nm1,nm2,nm3,g)
%Generacion de los ecos
[eco1,env1]=genera_poly15(f0_nor,t,a,n,nm1,EX1,snr,0);
[eco2,env2]=genera_poly15(f0_nor,t,a,n,nm2,EX2,snr,0);
[eco3,env3]=genera_poly15(f0_nor,t,a,n,nm3,EX3,snr,0);
%Generacion de la traza
traza=eco1+eco2+eco3;
env=env1+env2+env3;
%Graficacion
if g ==1
figure(1);subplot(2,1,1);plot(traza)
subplot(2,1,2);plot(env)
end
```

Generación de una traza de 3 ecos en Matlab (3)

snr = 50 dB

genera_traza(f0_nor,t,alfa,**50**,100,200,300,1,0.7,.4);

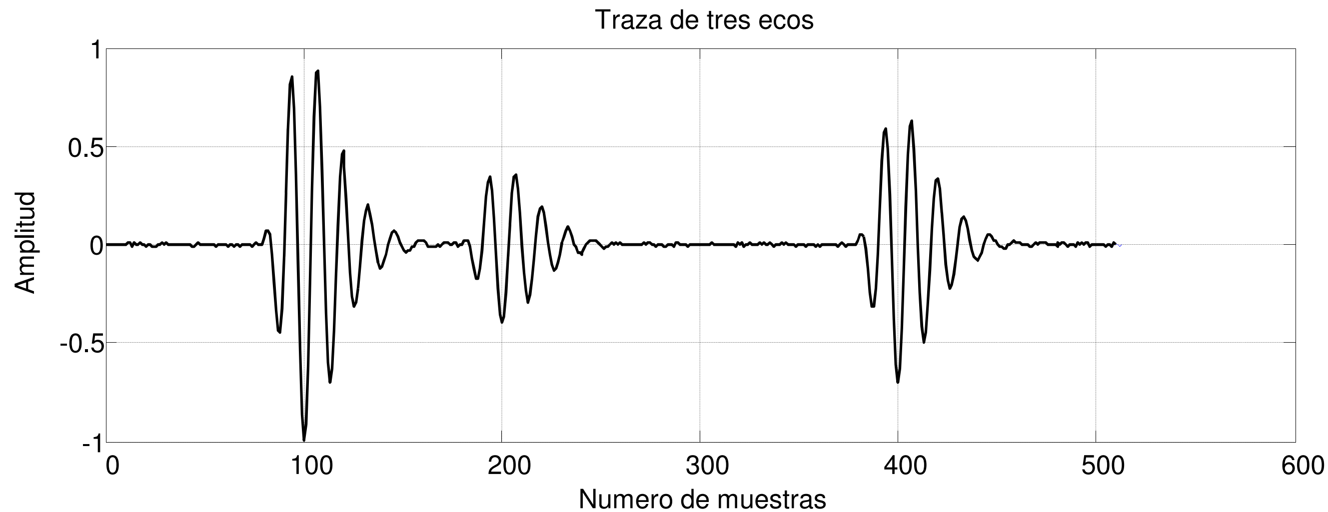


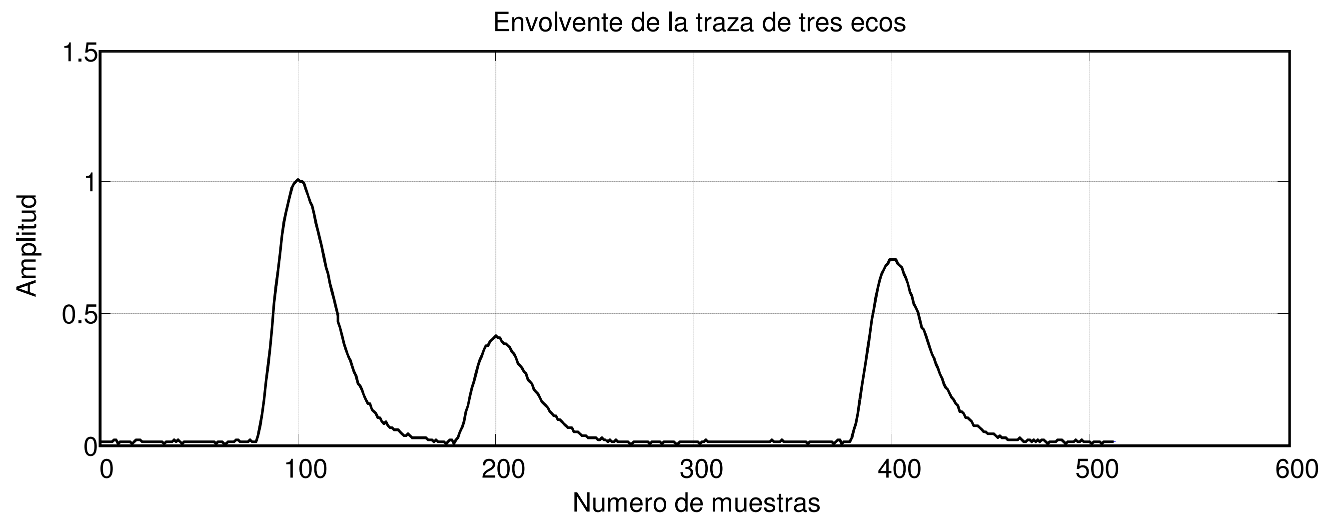


Generación de una traza de 3 ecos en Matlab (4)

Cambiando nm3 de 300 a 400 muestras

genera_traza(f0_nor,t,alfa,40,100,200,**400**,1,0.4,.7);

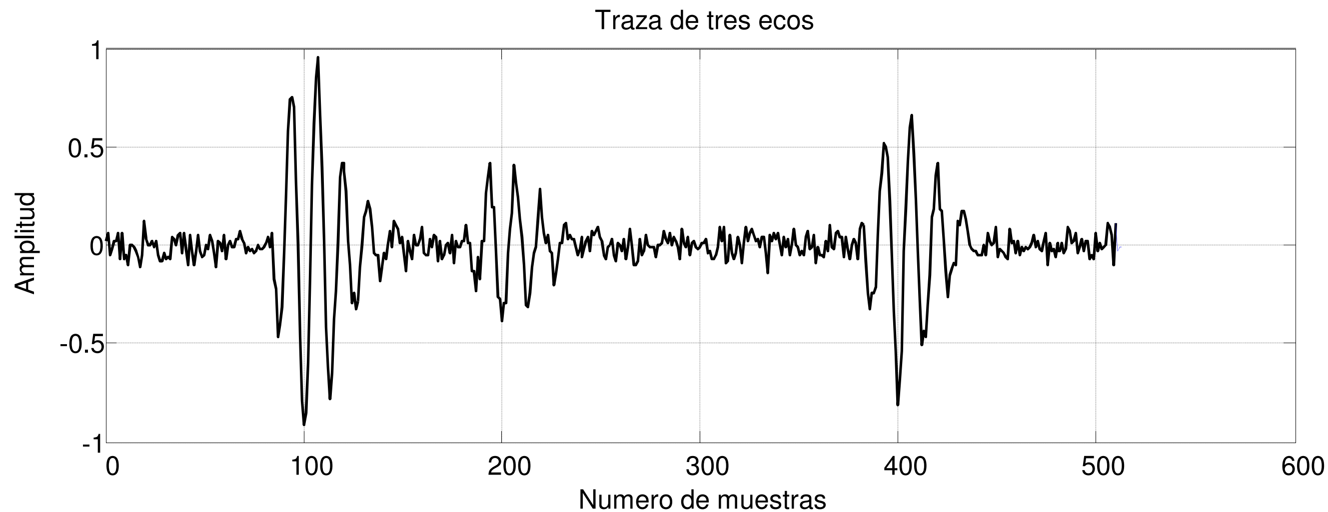


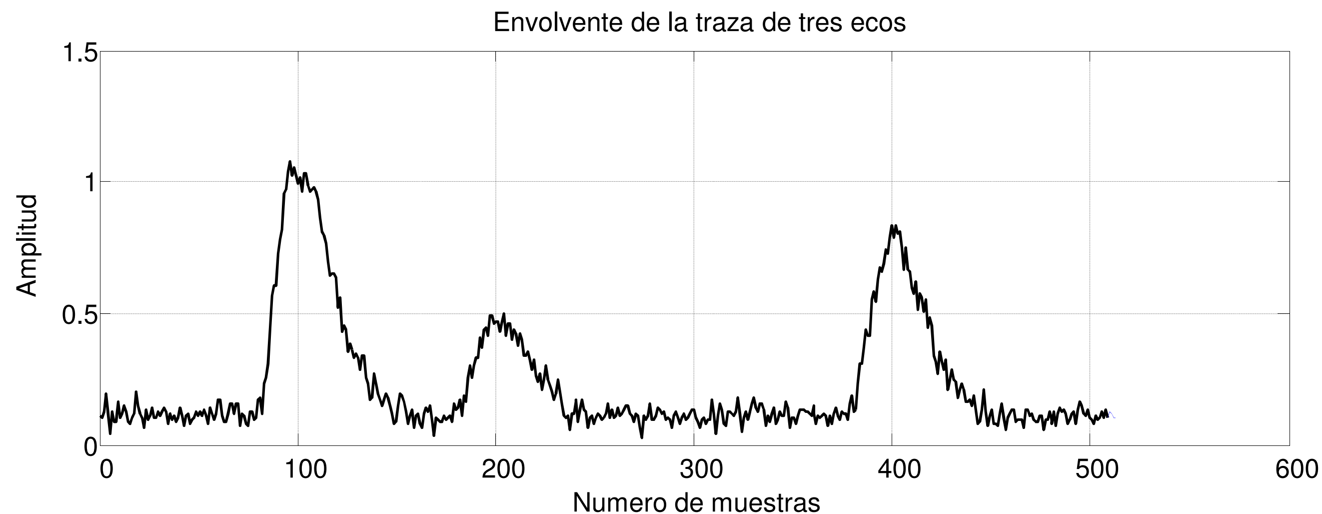


Generación de una traza de 3 ecos en Matlab (5)

snr = 20 dB

genera_traza(f0_nor,t,alfa,**20**,100,200,400,1,0.4,.7);



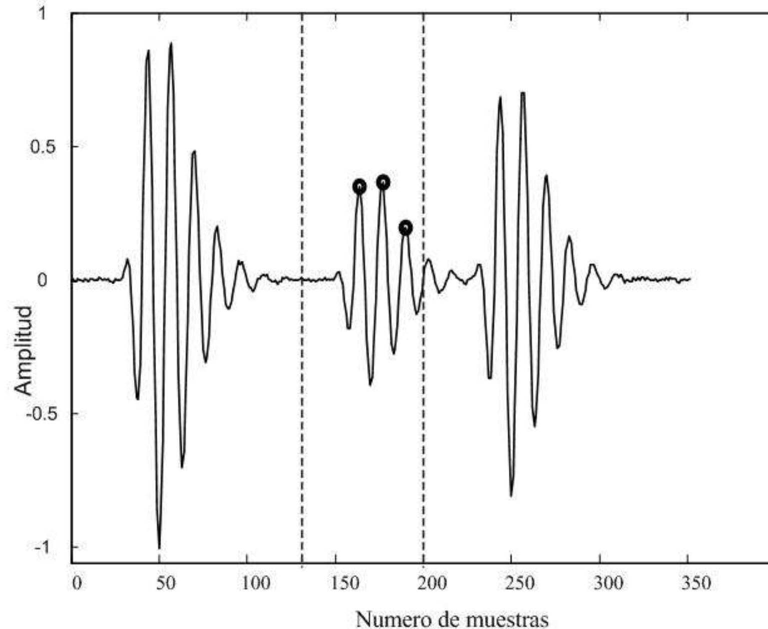


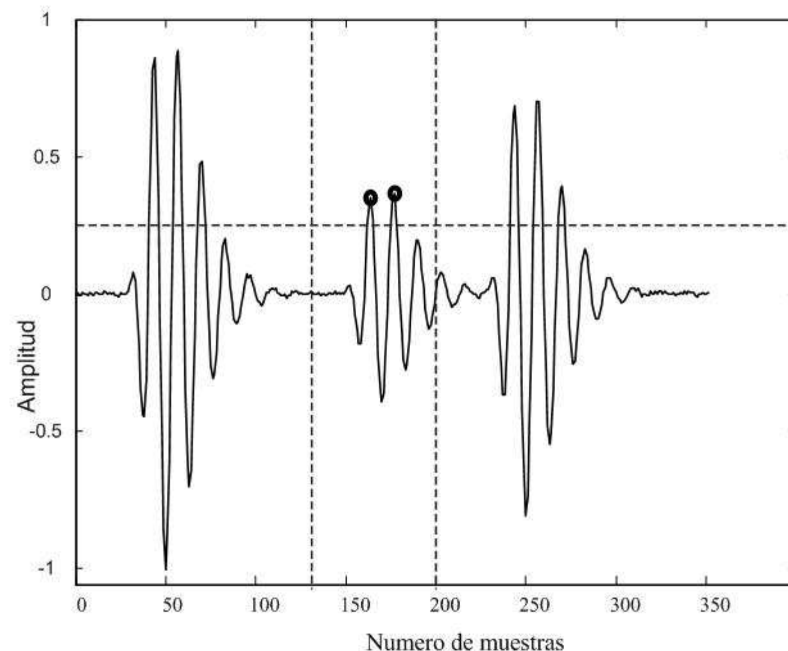
Detección de Múltiples Máximos con Matlab (1)

function [C] = multipicos2015(A,i,M,u,p)

Detector de múltiples picos de la traza A
i es un vector con los márgenes del algoritmo
M es el intervalo del máximo
u es el valor del umbral
prueba, control de gráficos

Multipicos a partir de un umbral





Detección de Múltiples Máximos con Matlab (2)

multipicos2015.m

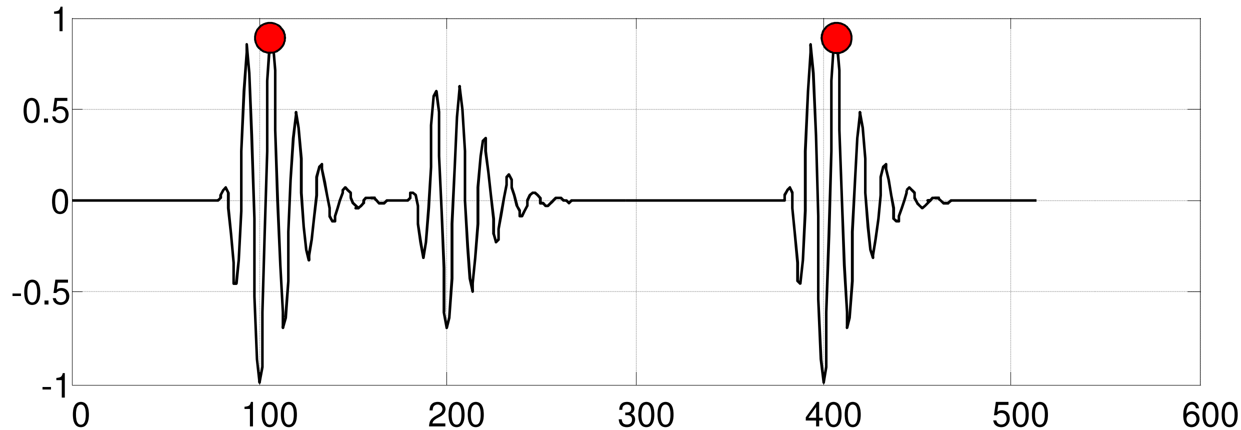
```
function [C] = multipicos2015(A,i,M,u,g)
a = i(1); j =1;
while (a < i(2))
        if A(a) > ([A(a-M:a-1) A(a+1:a+M)])
                B(j,2) = A(a);
                B(j,1) = a; a = a + M;      j = j+1;
        else
                [b1 b2] = max(A(a+1:a+M));
                a = a+b2;
    end
end
for i=1:max(size(B))
    if B(i,2)>u,  B(i,2)=B(i,2);
    else
       B(i,2)=0;
    end
end
E=find(B(:,2)>u); C=[B(E,1) B(E,2)];
```

Detección de Múltiples Máximos con Matlab (3)

Amplitud del eco a detectar en la tra<a, >= 0,88

multipicos2015(eco,[90 450],10,0.88,1);

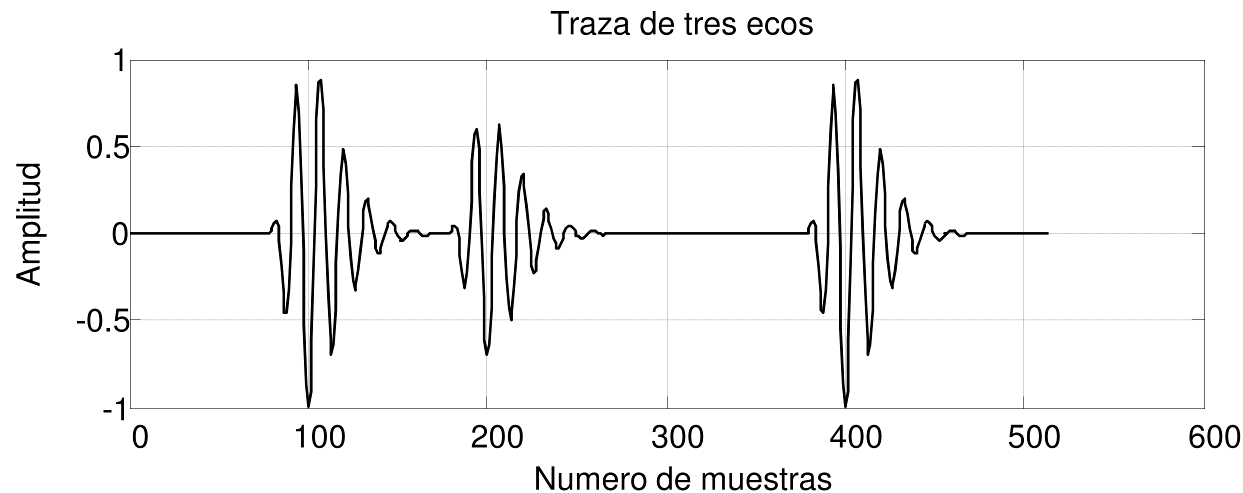


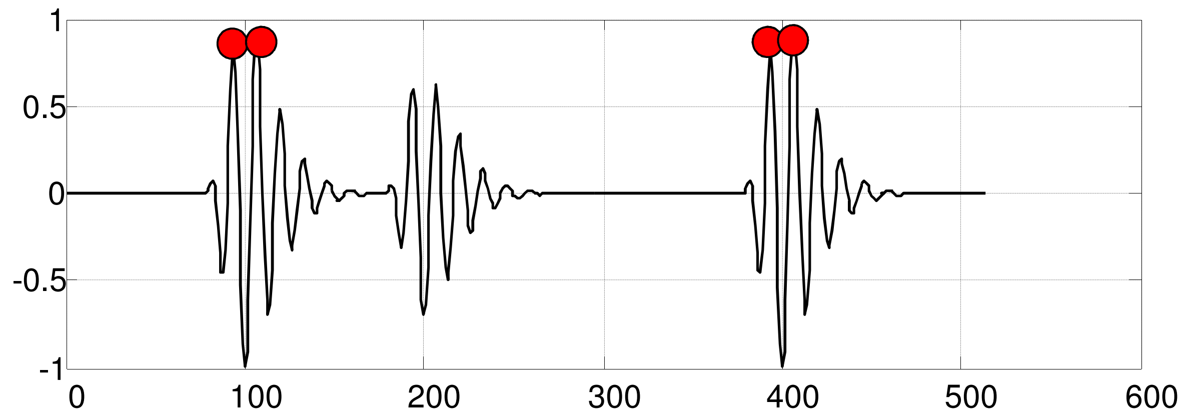


Detección de Múltiples Máximos con Matlab (4)

Amplitud del eco a detectar en la tra<a, >= 0,85

multipicos2015(eco,[90 450],10,0.85,1);

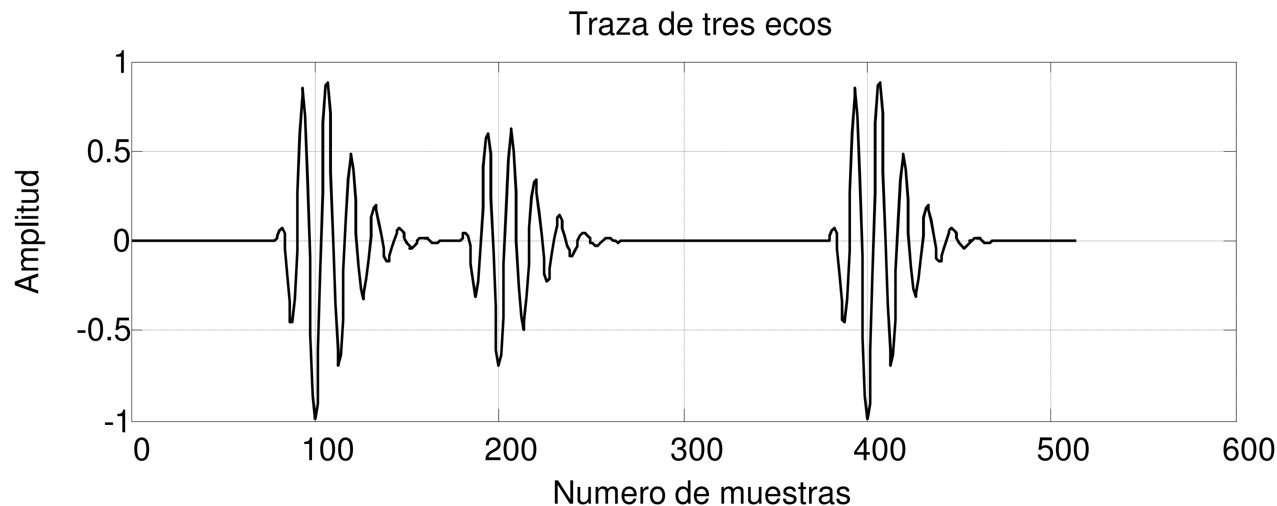


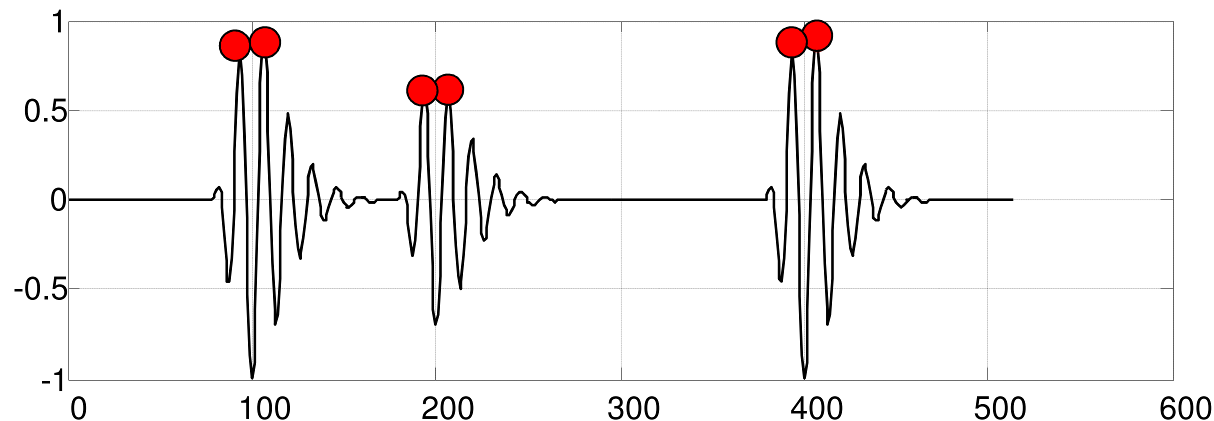


Detección de Múltiples Máximos con Matlab (5)

Amplitud del eco a detectar en la tra<a, >= 0,5

multipicos2015(eco,[90 450],10,0.5,1);





Referencias

Veca, A. Análisis, Modelación y Caracterización de la Zona Ciega del Transductor Receptor para Optimizar Sistemas de Ultrasonido en Régimen Impulsivo. Tesis Doctoral, Editorial Universidad Nacional de San Juan, Marzo de 2005.

Veca, A. Algoritmo para extracción de sub-ecos. Nueva Telegráfica Electrónica. 1999. Nro. 33, pp. 477-480. 1999.

Veca, A., Accolti, E. Ultrasonido para Ingenieros y Estudiantes de Ingeniería. . Capítulo V. http://dea.unsj.edu.ar/ultrasonido



Aplicaciones Industriales del Ultrasonido
Ultrasonido para Uso Médico



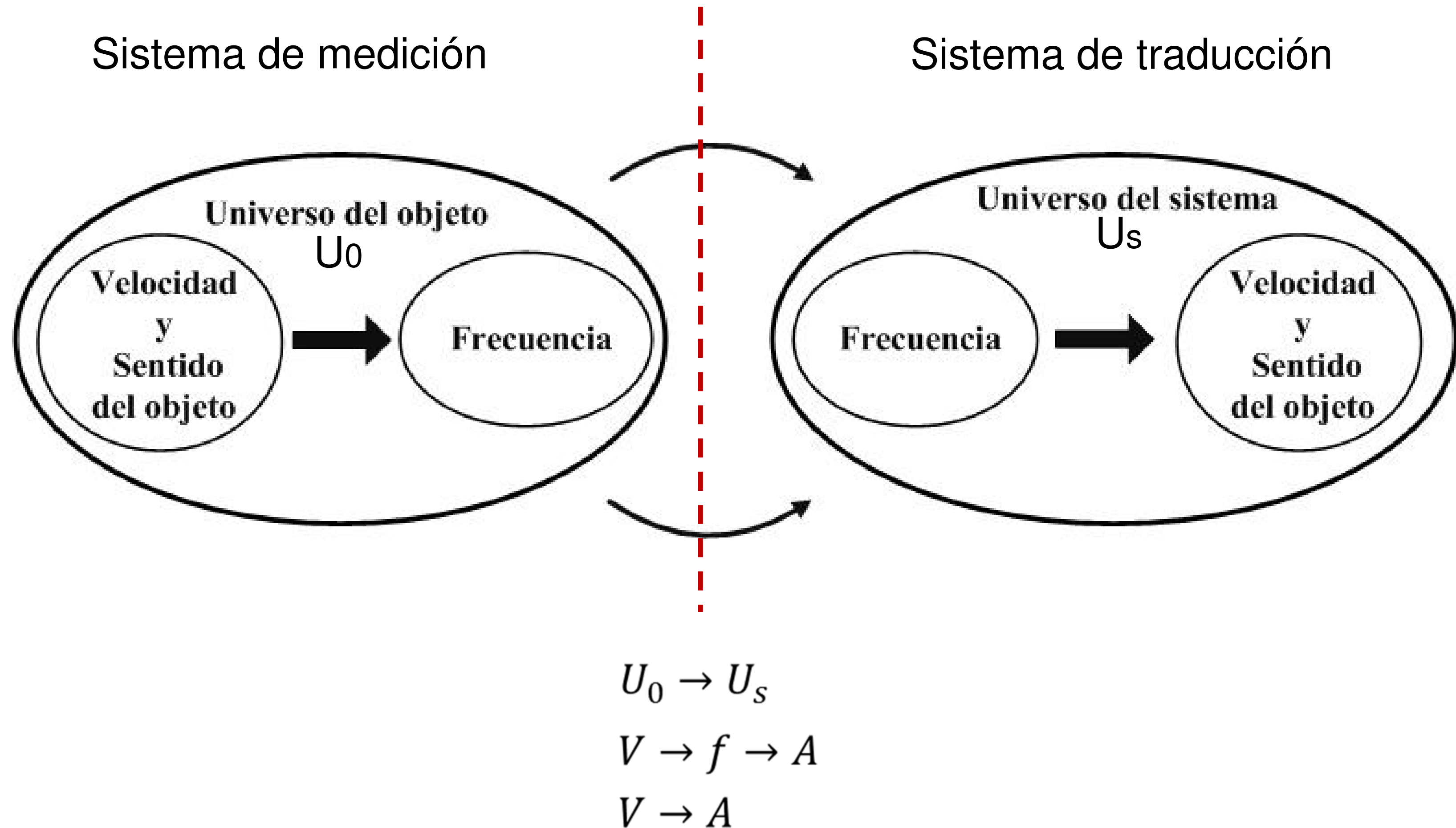
Prof. Dr. Angel C. Veca
Marzo 2018

Tema VI
Efecto Doppler en Medicina

TEMARIO

Concepto de Efecto Doppler
Concepto de Doppler Direccional y No Direccional
Modulación y Demodulación de AM
Doppler Continuo
Demodulación Coherente (No Direccional)
Demodulación Heterodina (Direccional)
Proceso de Visualización
Concepto de Doppler Pulsado
Operación del Doppler Pulsado
Resumen de Diferencias entre Doppler Continuo y Doppler Pulsado
Algunos Ejemplos
Frecuencia de Muestreo
Limitaciones del Doppler Pulsado
Mapas de Flujo
Comparación entre Doppler Color y Doppler de Potencia
Ejemplos de combinación Doppler-Imagen
Referencias

Concepto de Efecto Doppler (1)



$$U_0 \rightarrow U_s$$

$$V \rightarrow f \rightarrow A$$

$$V \rightarrow A$$

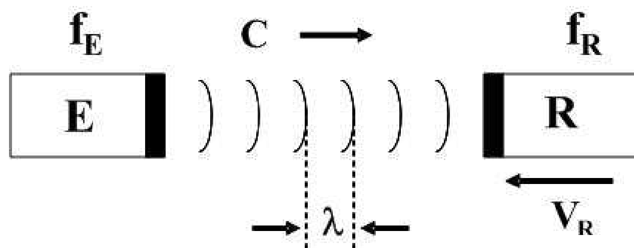
donde: V está representando la velocidad del objeto incluyendo el sentido del movimiento (directo e inverso), f el cambio de frecuencia y A la amplitud proporcional a la velocidad

Concepto de Efecto Doppler (2)

Como se vio en el tema I, de los tres casos posibles, interesa sólo el caso 3: *Emisor en reposo y receptor moviéndose en la misma dirección y cualquier sentido*



Caso de aplicación médica



Ecuación general del Efecto Doppler

$$f_R = \left(\frac{c+V_R}{c+V_S}\right) f_E$$

Para este caso $V_S = 0$

$$f_R = \left(\frac{c+V_R}{c}\right) f_E$$

Operando

$$f_R = f_E + \frac{V_R}{c} f_E$$

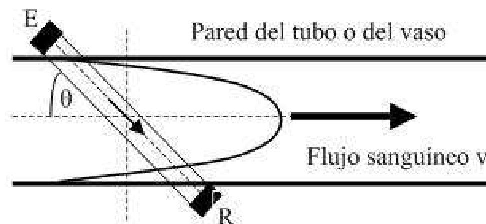
Definiendo la frecuencia diferencia o frecuencia Doppler, como $f_d = f_R - f_E$

$$f_d = \frac{V_R}{c} f_E$$

En pulso eco

$$f_d = 2\frac{V_R}{c} f_E$$

Haciendo el análisis para el caso de la hemodinámica, se arriba a



$$f_d = \frac{2\, fe \cos\theta}{c}$$

Concepto de Efecto Doppler (3)

EJEMPLO 1:

Frec. emisión f_E = 1 MHz

Velocidad V_R = 1 m/s

c = 1500 m/s

f_D = 1,3 KHz

EJEMPLO 2:

Frec. emisión f_E = 2 MHz

Velocidad V_R = 1 m/s

c = 1500 m/s

f_D = 2,66 KHz

EJEMPLO 3:

Frec. emisión f_E = 5 MHz

Velocidad V_R = 1 m/s

c = 1500 m/s

f_D = 6,7 KHz

EJEMPLO 4:

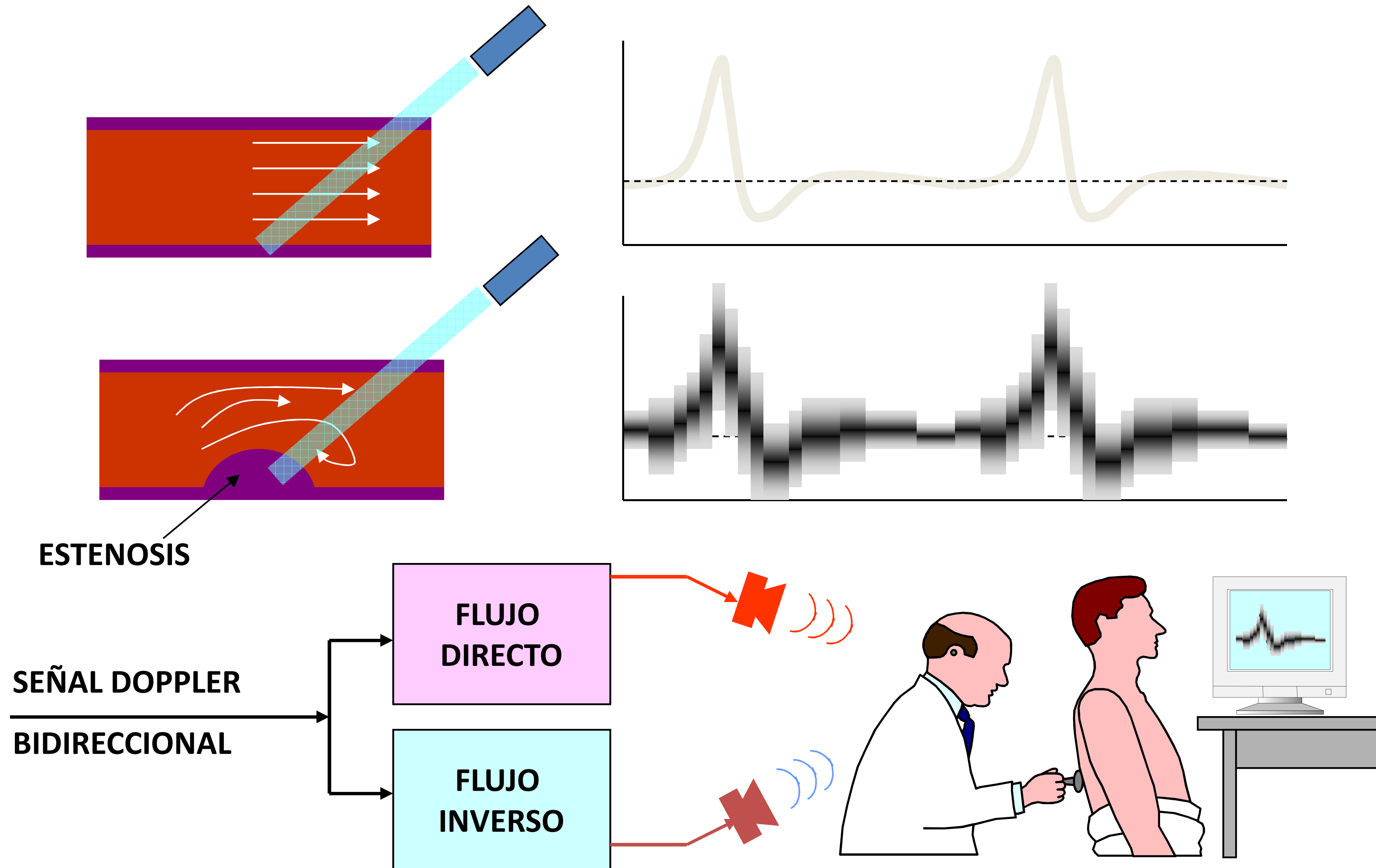
Frec. emisión f_E = 10 MHz

Velocidad V_R = 1 m/s

c = 1500 m/s

f_D = 13,33 KHz

Ayudas al Diagnóstico

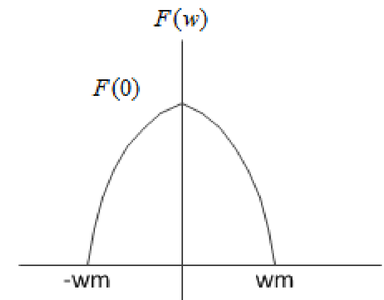


Revision de Modulación y Demodulación de AM

Modulación

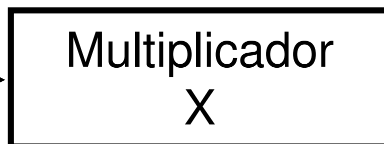
$$f(t) \leftrightarrow F(w)$$

$\cos w_c t$



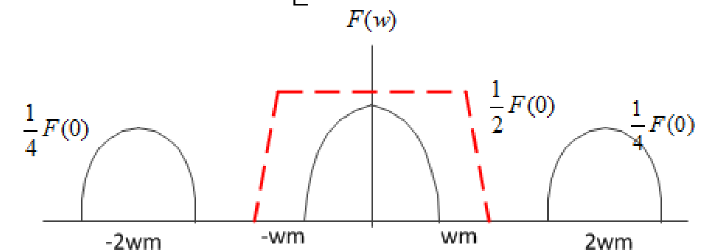
$$f(t)\cos w_c t \leftrightarrow \frac{1}{2}\left[F(w+w_c)+F(w-w_c)\right]$$

f(t)



$f(t)\cos w_c t$

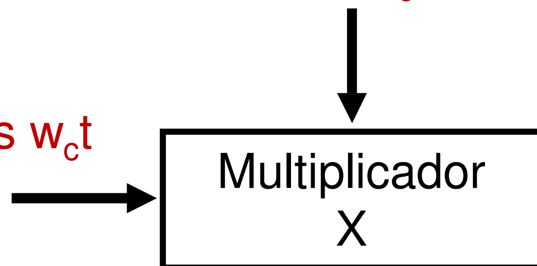
$$f(t)\cos^2 w_c t \leftrightarrow \frac{1}{2}F(w)+\left[\frac{1}{4}(w+2w_c)+F(w-2w_c)\right]$$



Demodulación

$\cos w_c t$

$$f(t)\cos^2 w_c t = \frac{1}{2}\left[f(t)+f(t)\cos 2w_c t\right]$$

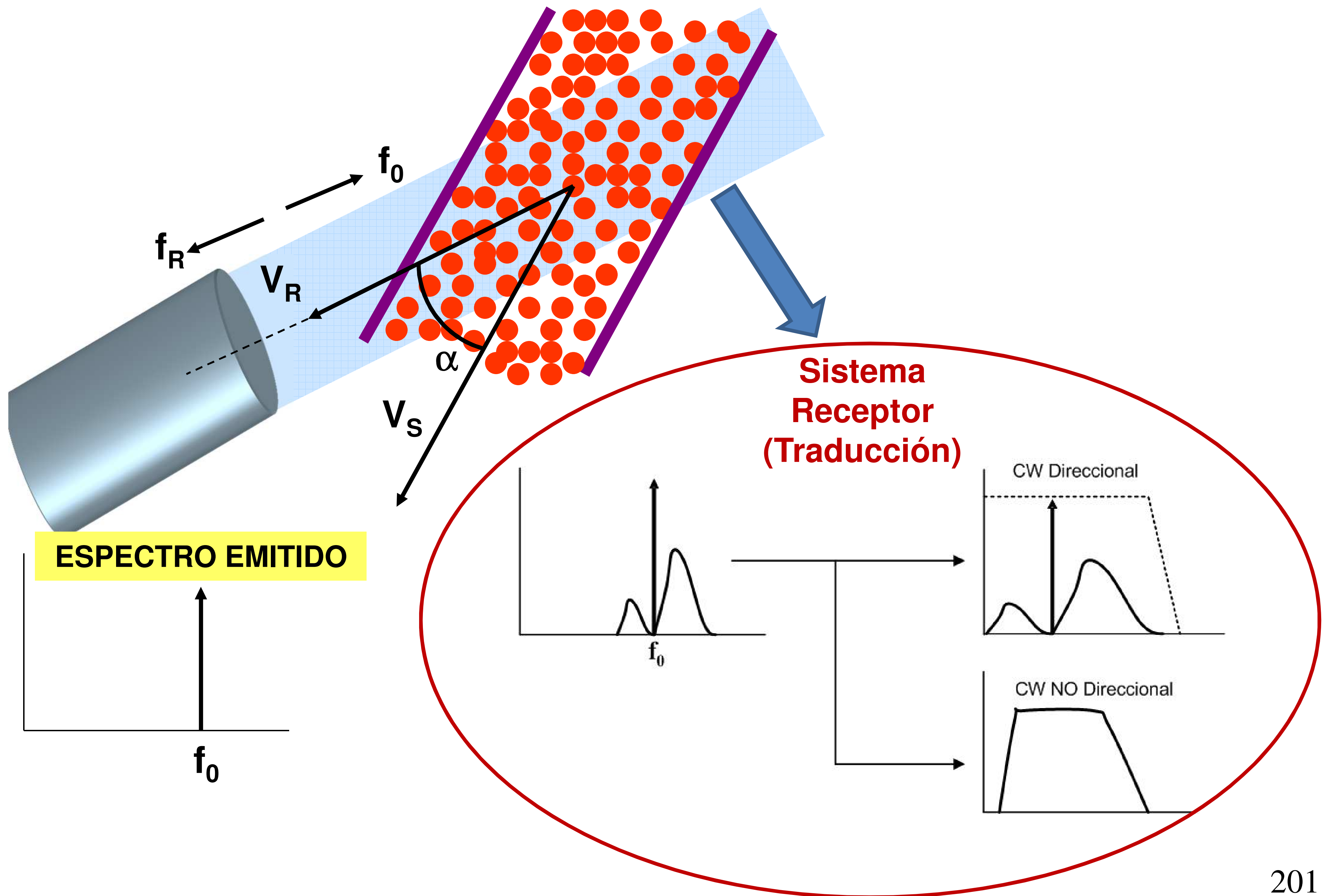


$f(t)\cos^2 w_c t$

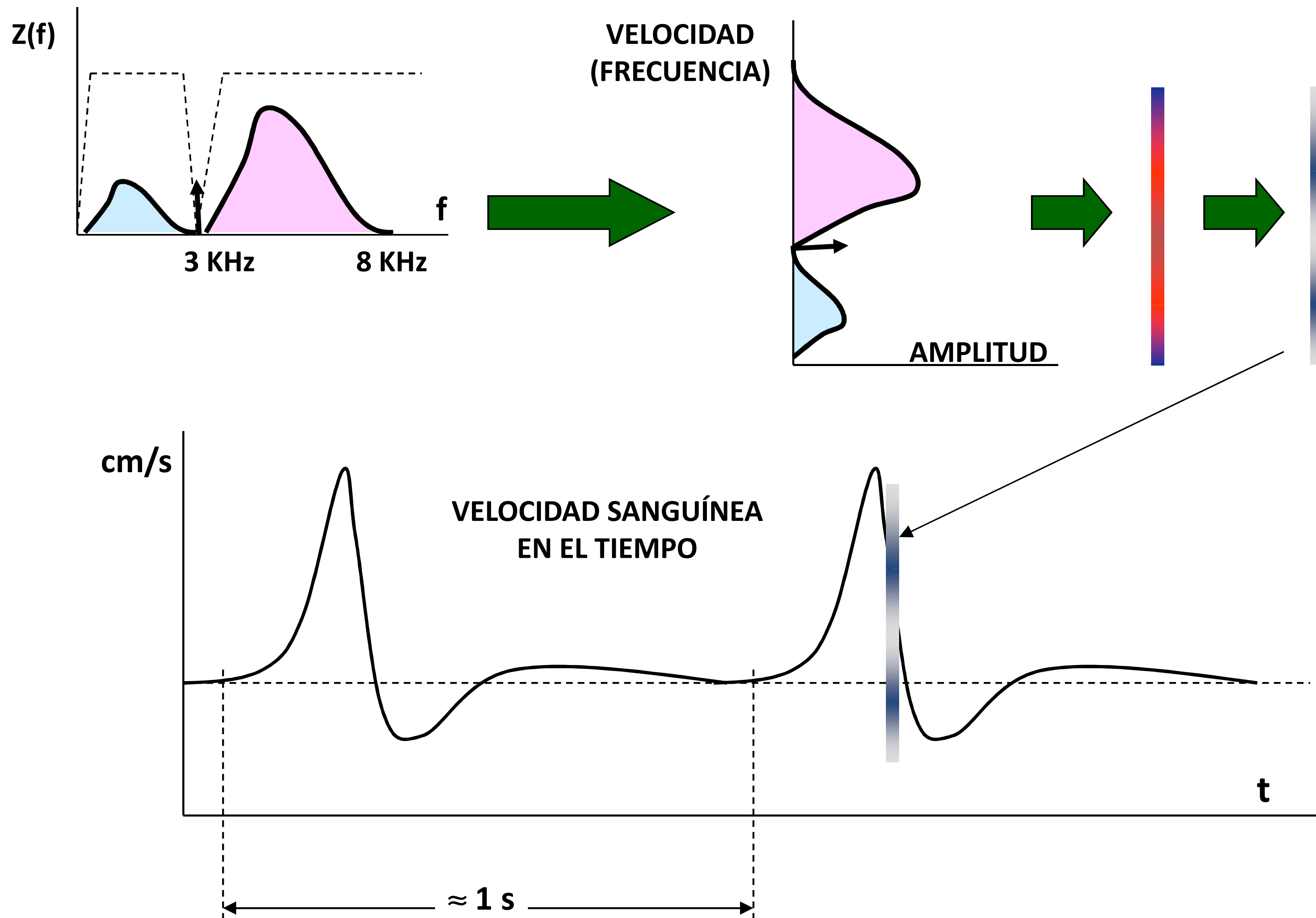
Filtro Pasa Bajos

f(t)

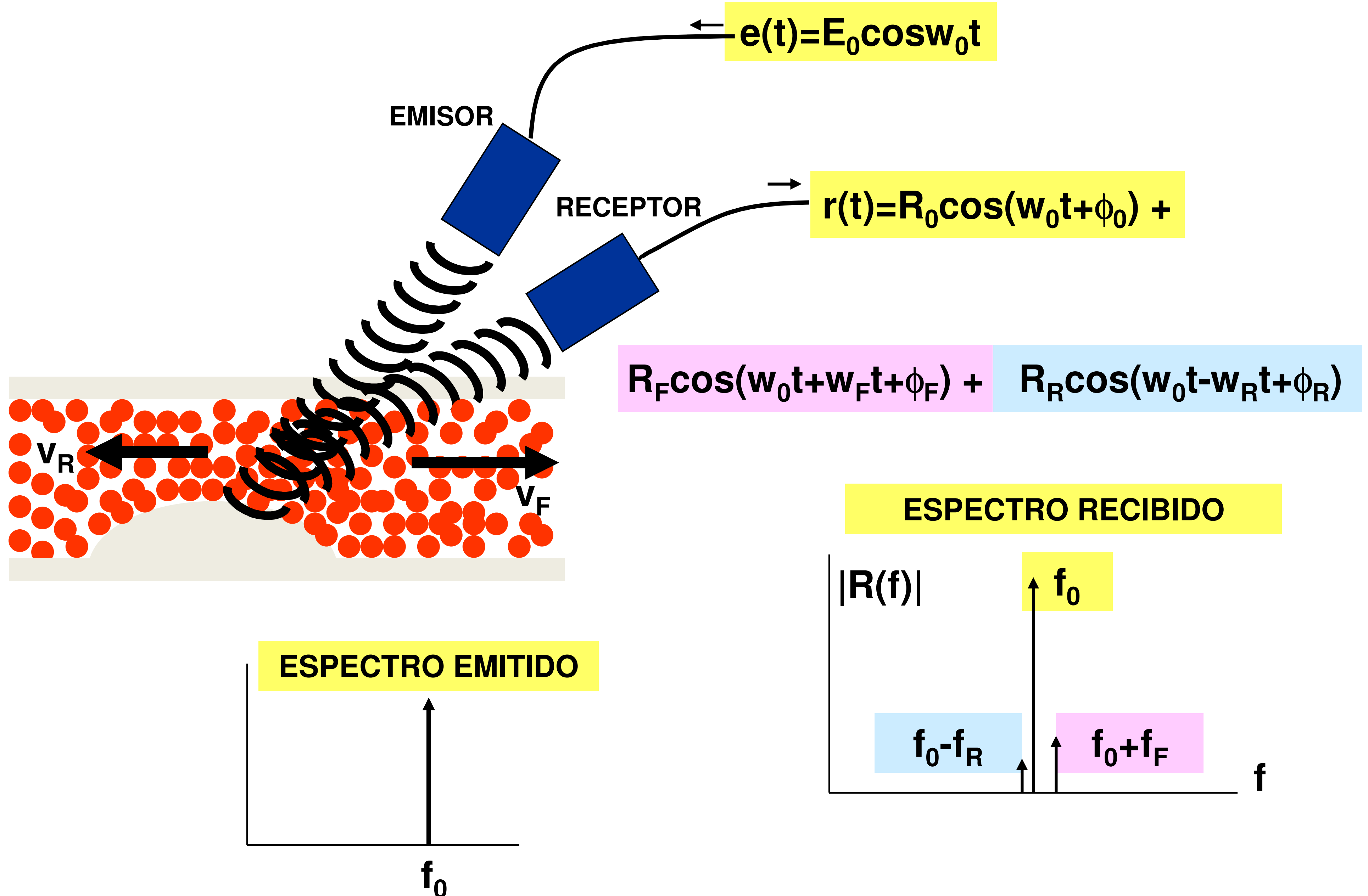
Concepto de Doppler Direccional y NO Direccional



Visualización Direccional

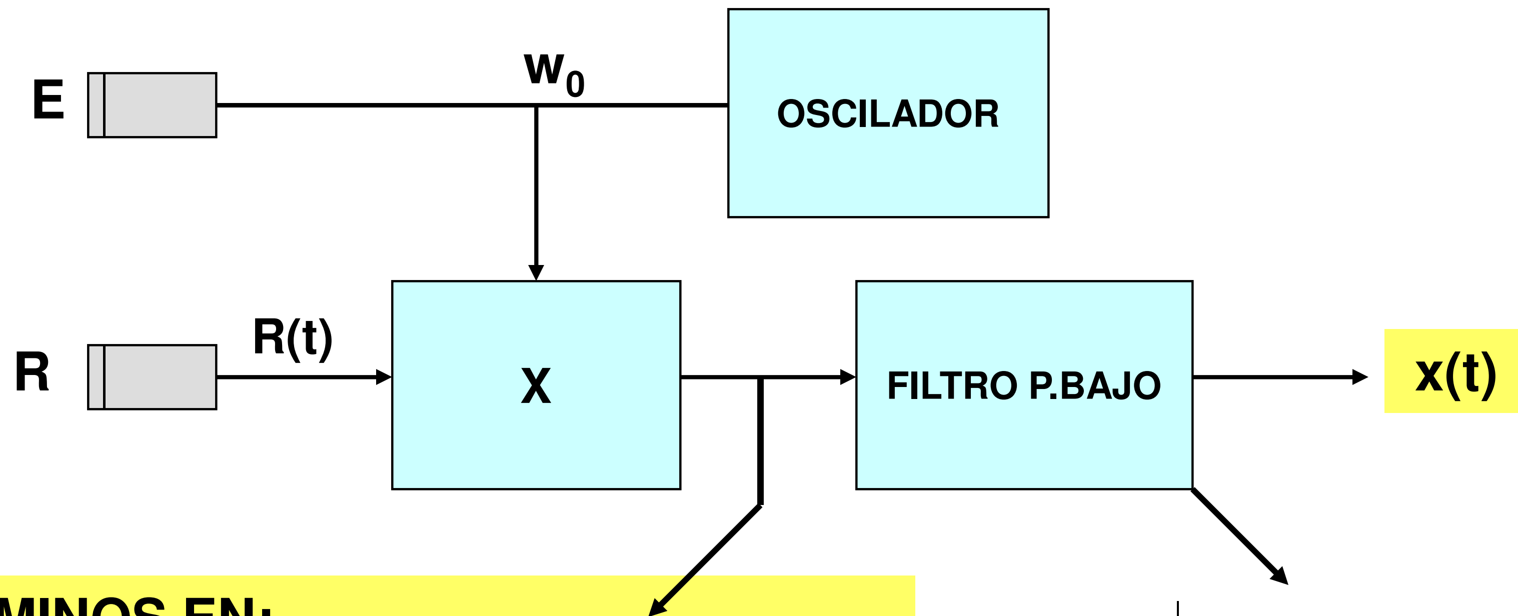


Doppler Continuo CW



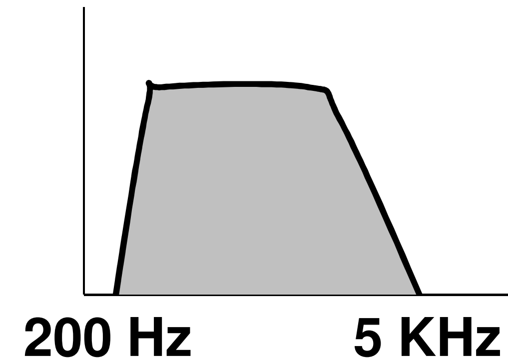
Demodulación Coherencte (no direccional)

$R(t)=R_0\cos(w_0t+\phi_0) + R_F\cos(w_0t+w_Ft+\phi_F) + R_R\cos(w_0t-w_Rt+\phi_R)$

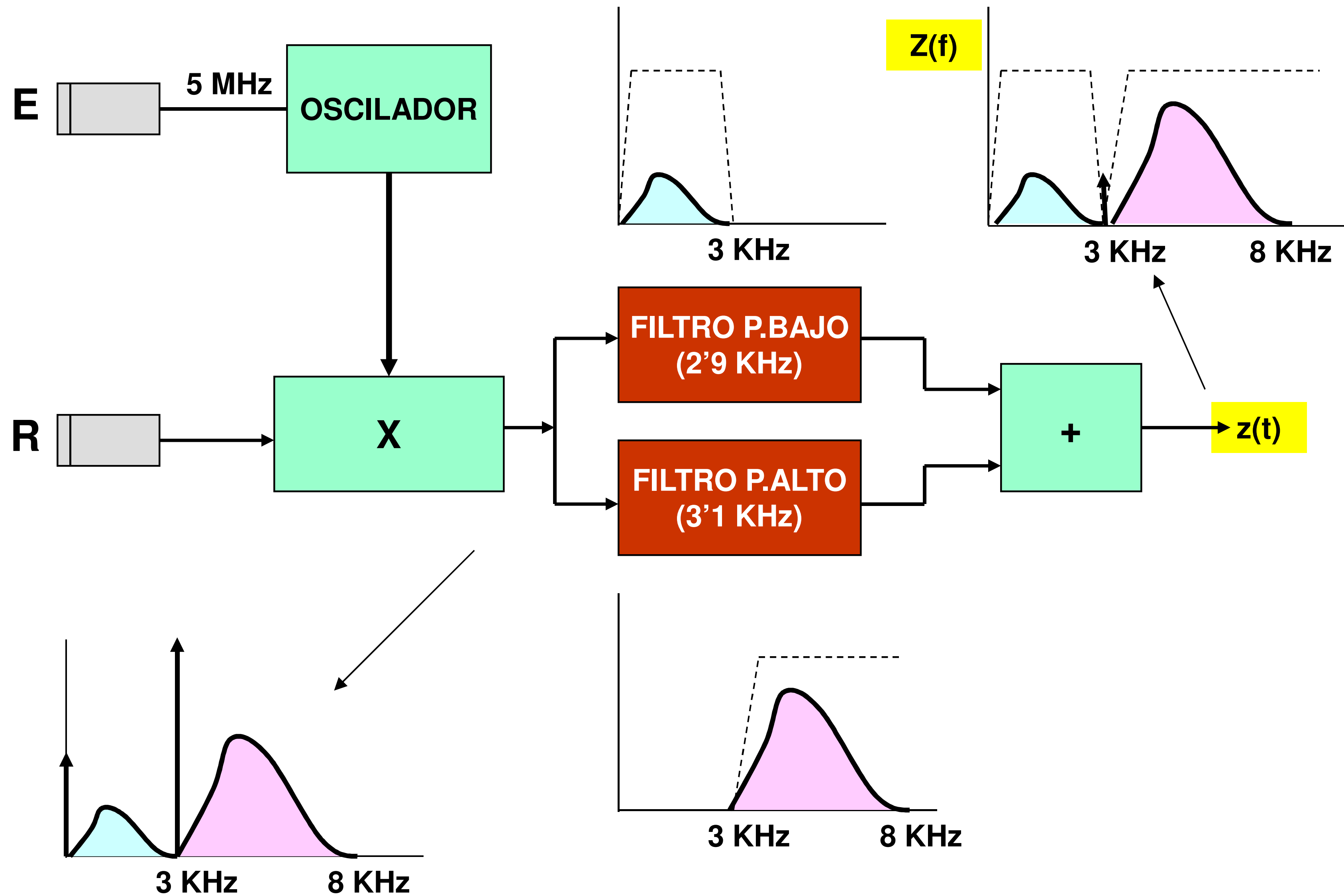


TÉRMINOS EN:

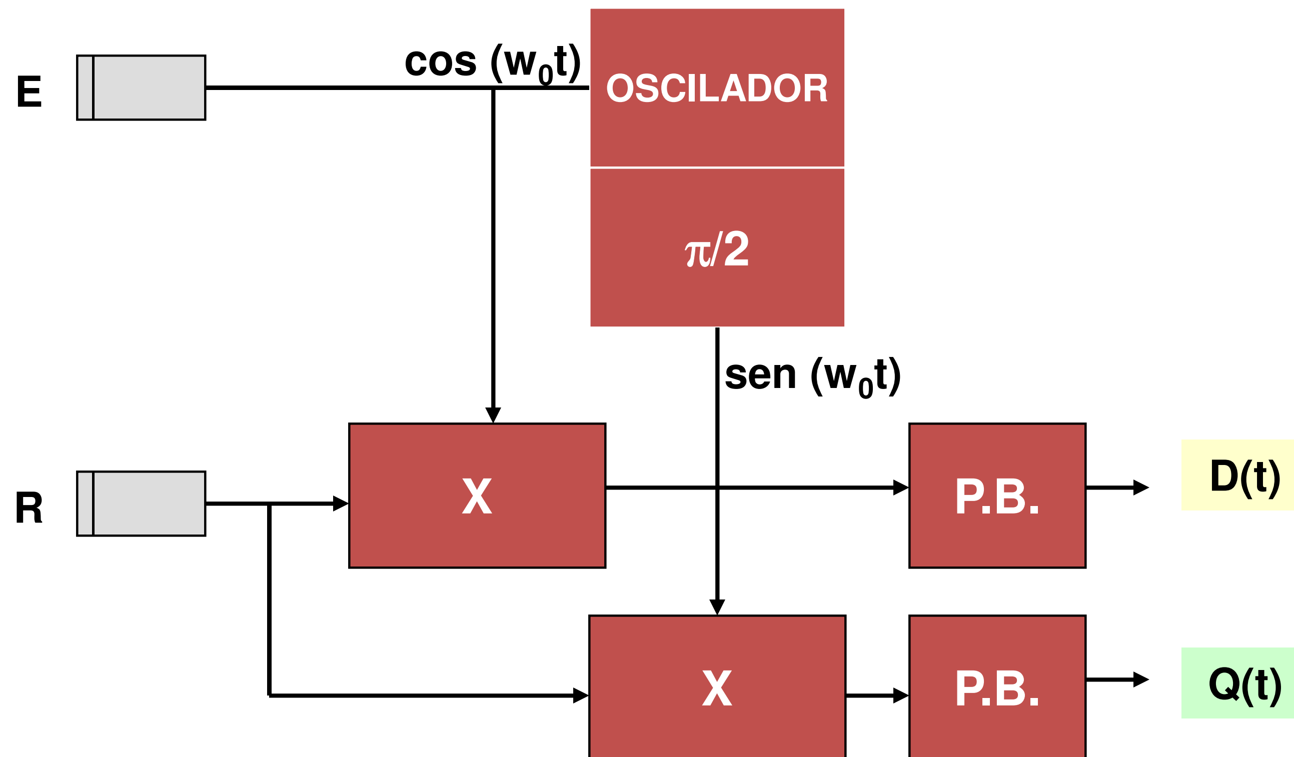
- Componente continua
- $2w_0$
- $B_F \cos(w_Ft + \phi_F) + B_R \cos(w_Rt+\phi_R)$



Demodulaciòn Heterodina (Direccional)



Decodificación en Ccuadratura



$$D(t) = A\cos(\phi_0) + B_F\cos(w_F t + \phi_F) + B_R\cos(w_R t - \phi_R)$$

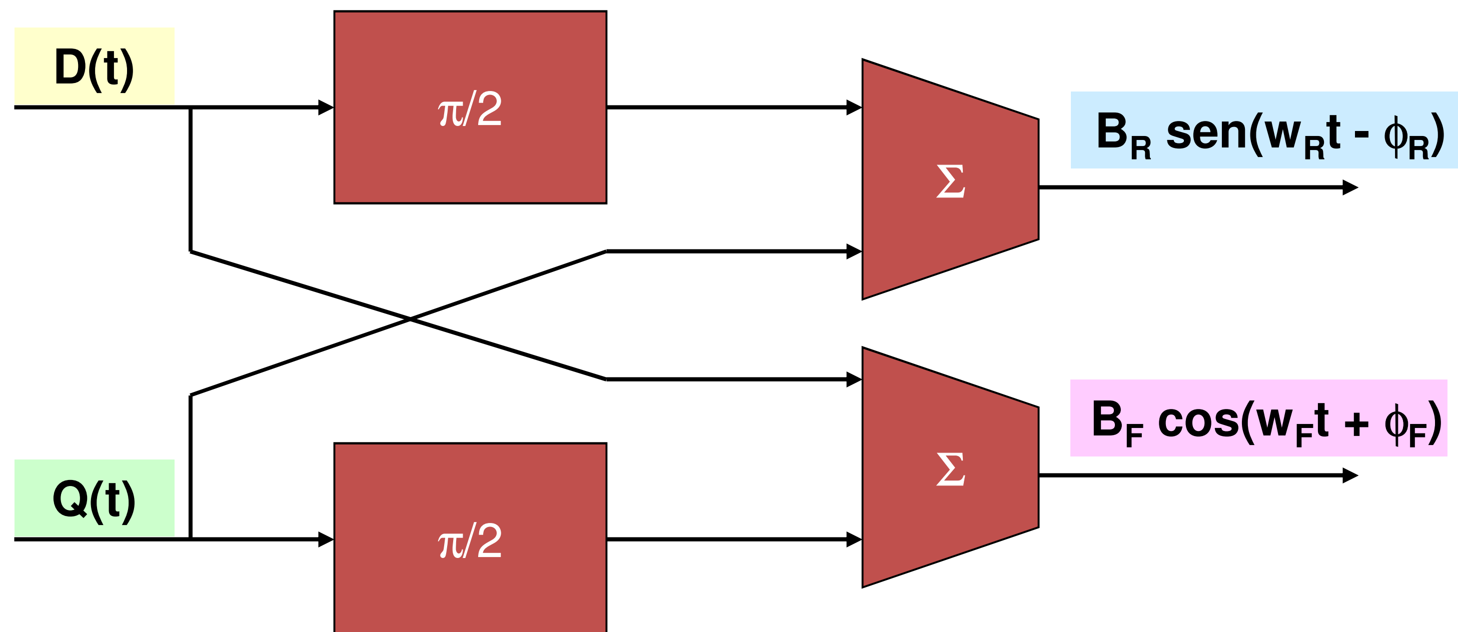
$$Q(t) = A\,\text{sen}(\phi_0) + B_F\,\text{sen}(w_F t + \phi_F) - B_R\,\text{sen}(w_R t - \phi_R)$$

Extracción de las Componentes del Flujo (1)

$$D(t) = A\cos(\phi_0) + B_F\cos(w_F t + \phi_F) + B_R\cos(w_R t - \phi_R)$$

$$Q(t) = A\,\mathrm{sen}(\phi_0) + B_F\,\mathrm{sen}(w_F t + \phi_F) - B_R\,\mathrm{sen}(w_R t - \phi_R)$$

C.C. FORWARD REVERSE

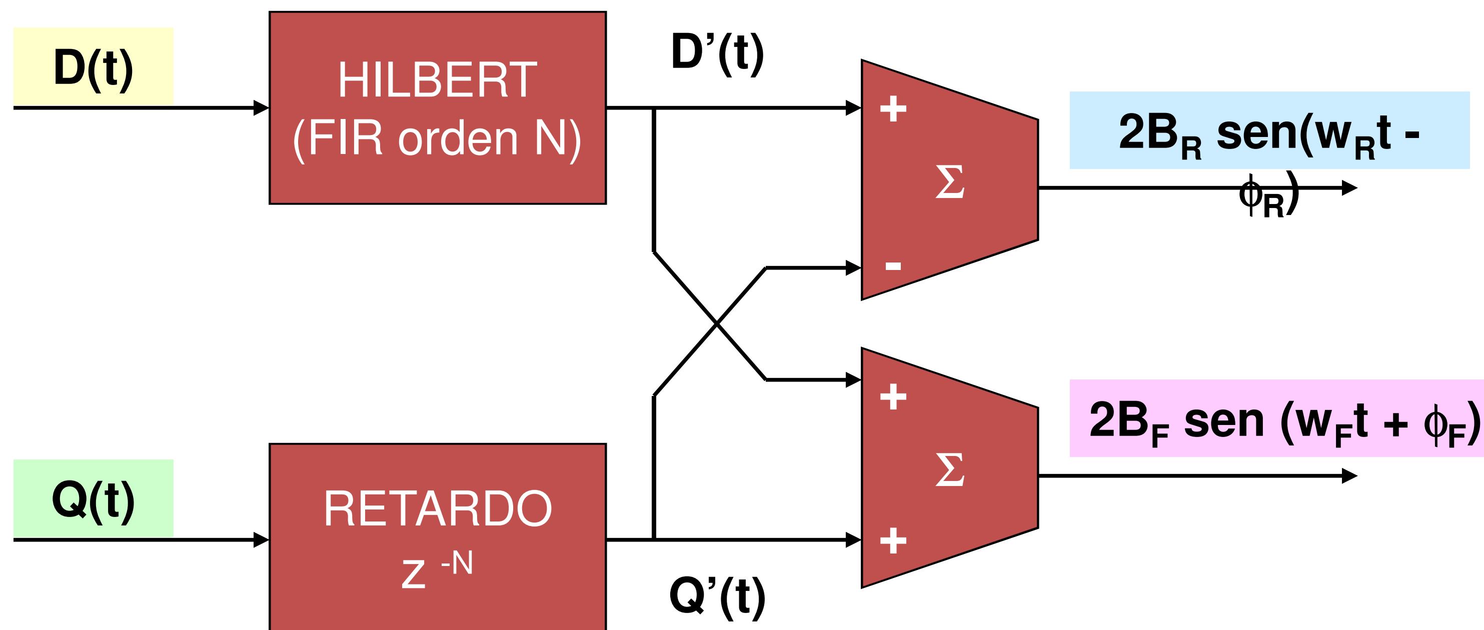


Extracción de las Componentes del Flujo (2)
Técnica Digital

$$D(t) = B_F \cos(w_F t + \phi_F) + B_R \cos(w_R t - \phi_R) = X_F(t) + X_R(t)$$

$$Q(t) = B_F \operatorname{sen}(w_F t + \phi_F) - B_R \operatorname{sen}(w_R t - \phi_R) = H[X_F(t)] - H[X_R(t)]$$

$$\left.\begin{aligned} D'(t) &= H[X_F(t)] + H[X_R(t)] \\ Q'(t) &= H[X_F(t)] - H[X_R(t)] \end{aligned}\right\} \Rightarrow \begin{aligned} D'(t) + Q'(t) &= 2\,H[X_F(t)] \\ D'(t) - Q'(t) &= 2\,H[X_R(t)] \end{aligned}$$

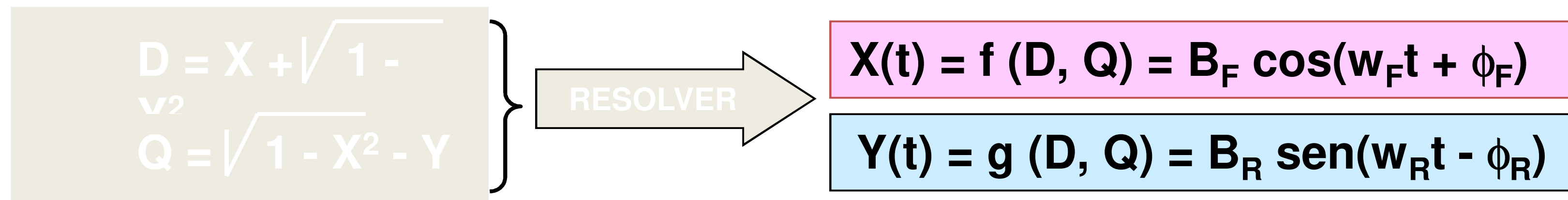


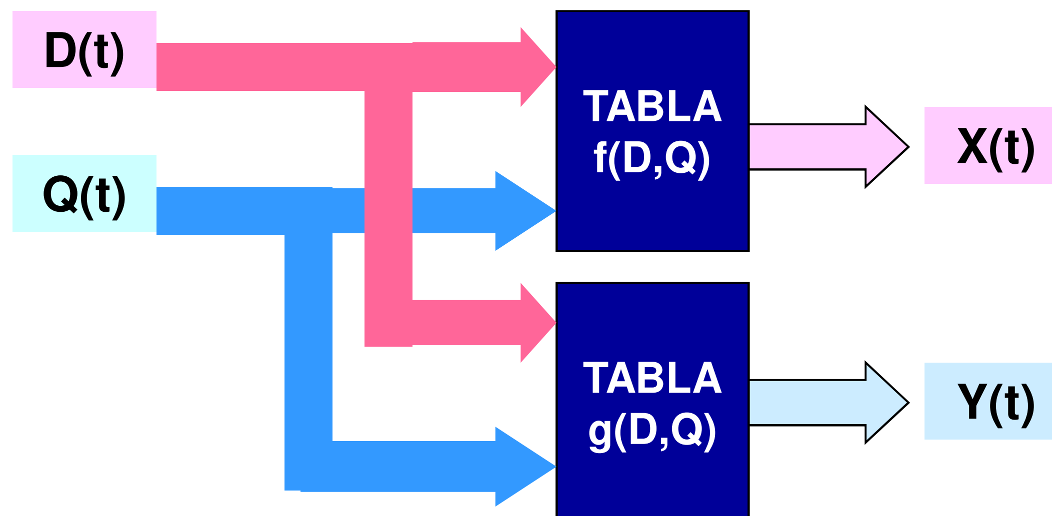
Extracción de las Componentes del Flujo (3)
Uso de Tablas

$$D(t) = B_F \cos(w_F t + \phi_F) + B_R \cos(w_R t - \phi_R)$$

$$Q(t) = B_F \operatorname{sen}(w_F t + \phi_F) - B_R \operatorname{sen}(w_R t - \phi_R)$$

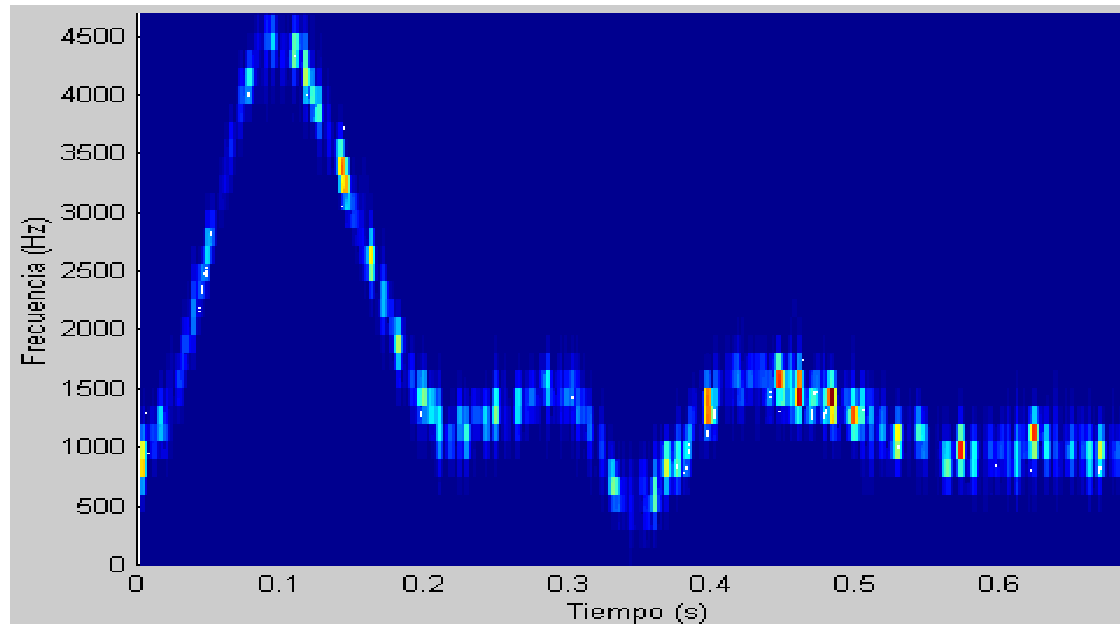
Para cada instante t:





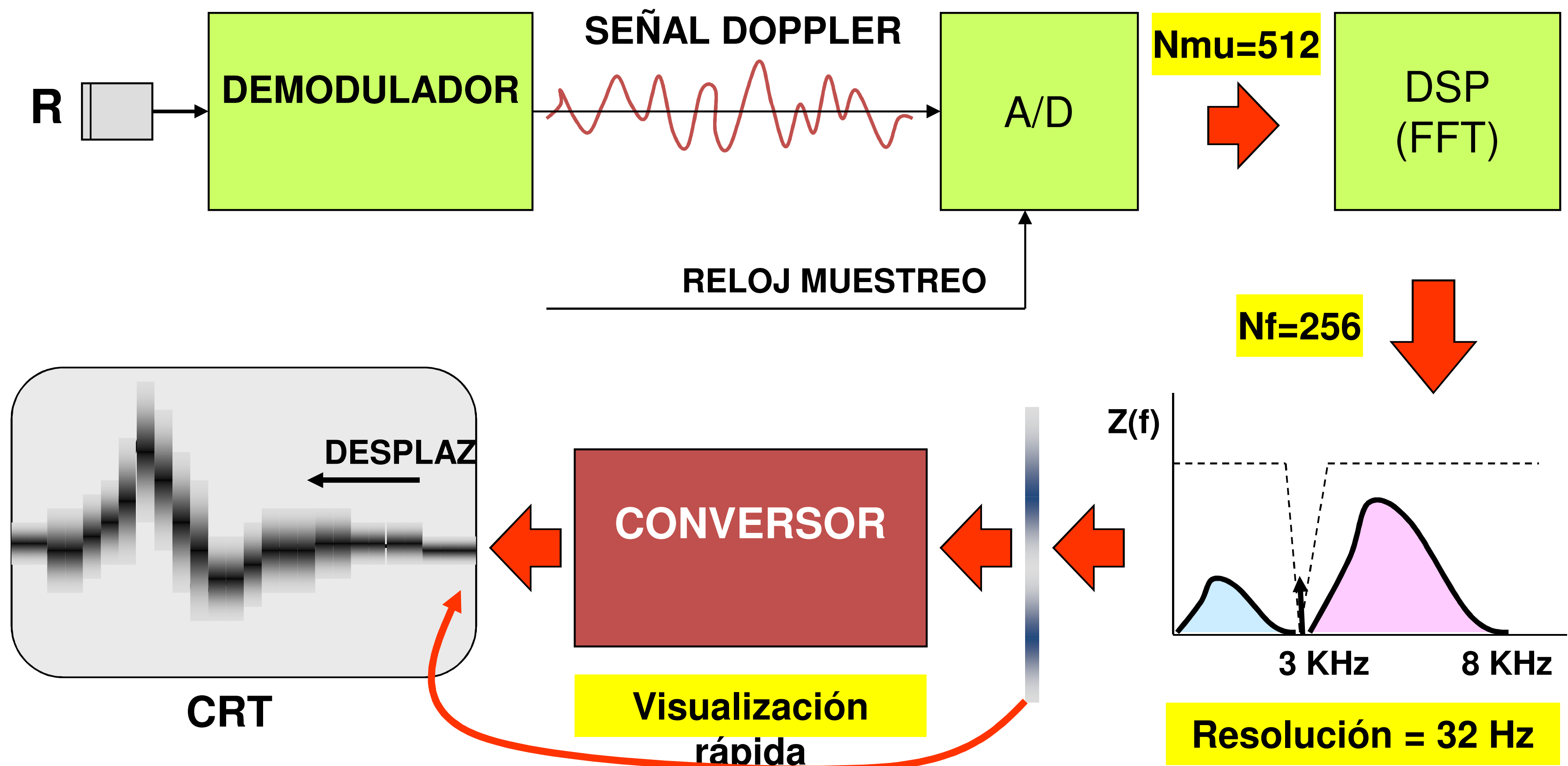
Extracción de las Componentes del Flujo (4)
Uso de la Transformada de Fourier

Este método se basa en las propiedades de simetría de la transformada compleja de Fourier donde, si la señal de ***entrada está en cuadratura***, las componentes directas e inversas del flujo aparecen a ***ambos lados del lóbulo principal*** de la transformada

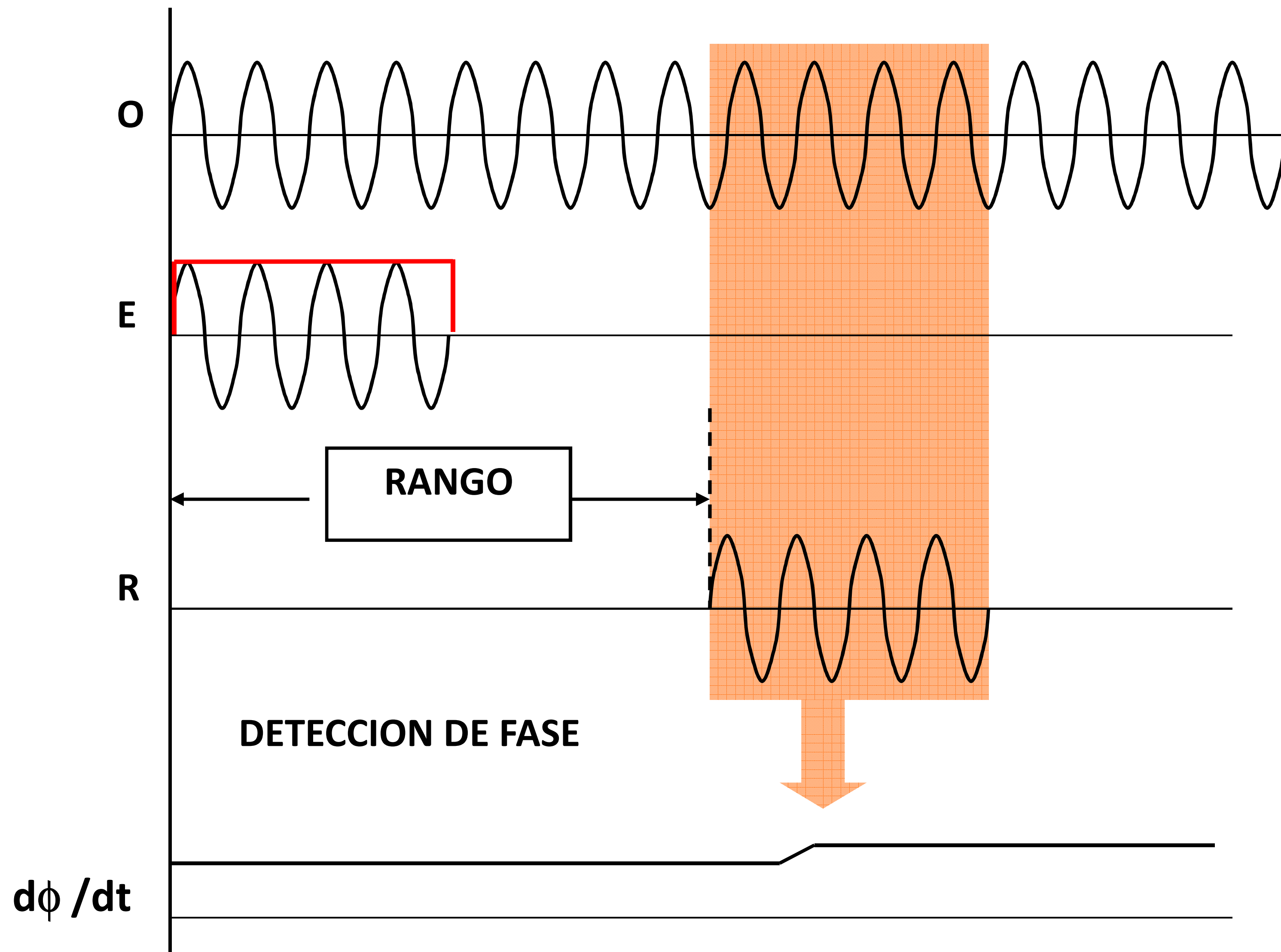


Resultado del uso de la Transformada de Fourier donde se aprecia una mala elección de la frecuencia de muestreo

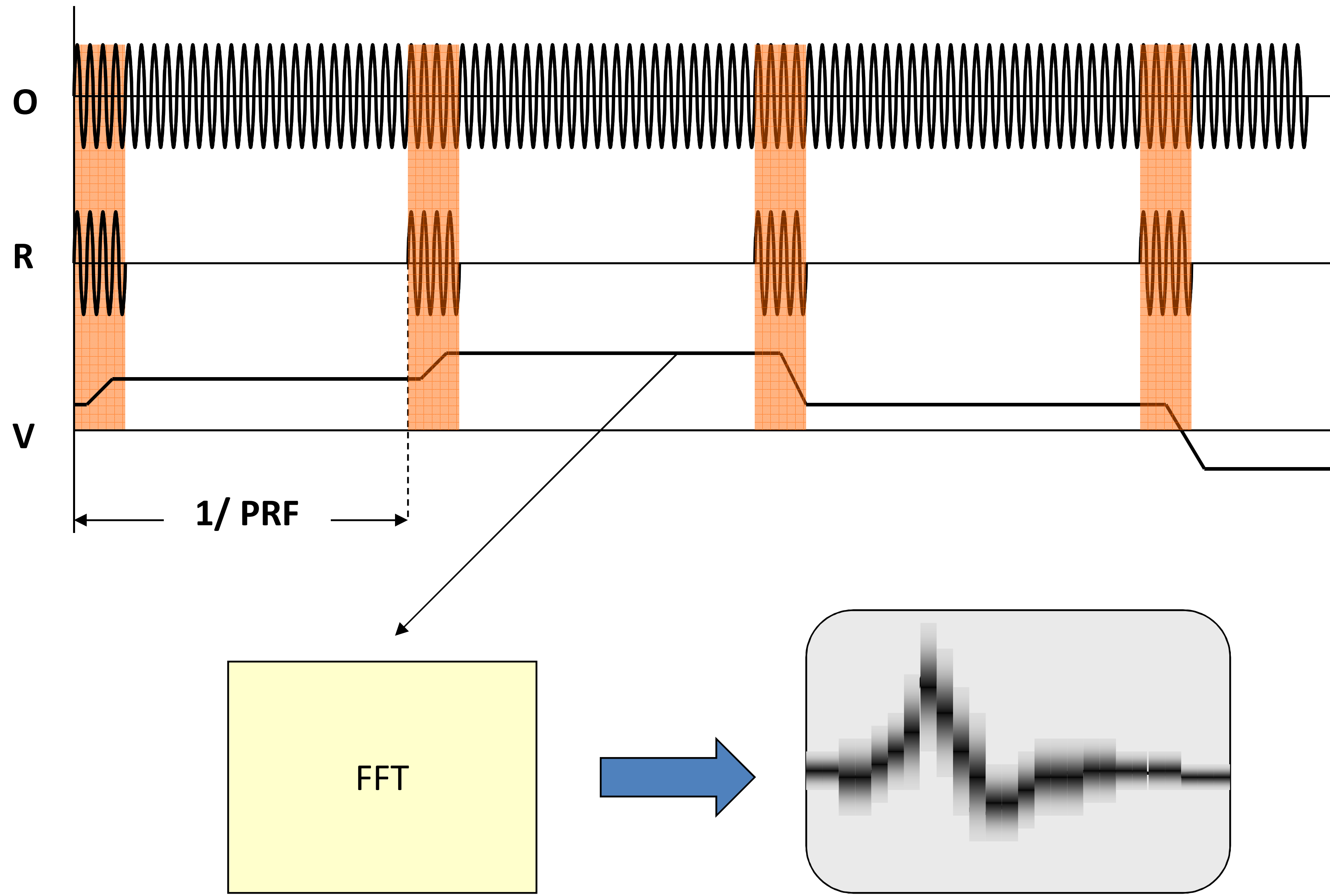
Proceso de Visualización



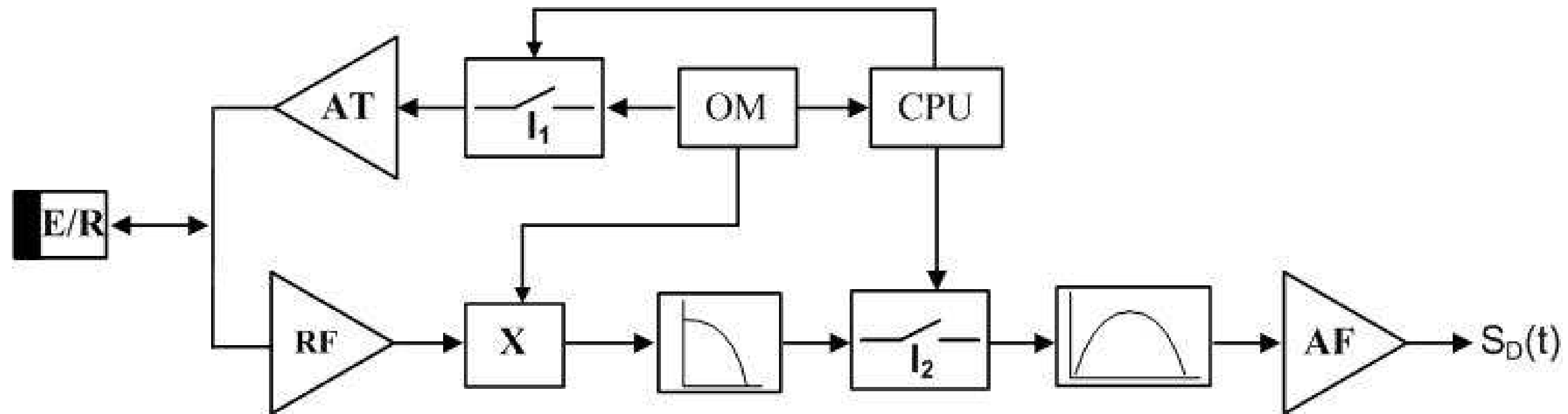
Concepto de Doppler Pulsado - PW



Operación del PW



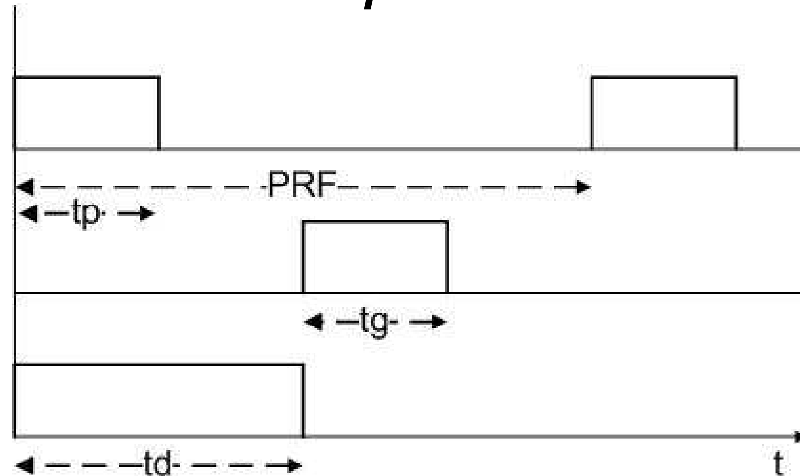
PW No direccional: Esquema en Bloques y Operación (1)



La señal a la salida del oscilador maestro (OM) pasa a través de una llave al driver de salida, que es controlada por la CPU. El intervalo de tiempo que la llave permanece cerrada para que pase un número completo de ciclos del OM depende del muestreo del sistema. El pulso resultante de RF es introducido a un amplificador de radio frecuencia y enviado al transductor emisor. Los ecos que se producen en el tejido retornan y son captados por el transductor receptor, son amplificados (RF) y se introducen en el mezclador X para realizar la demodulación. A continuación pasan por un filtro pasa bajos que elimina la componente de RF y son muestreados con la llave L_2 la que se encuentra abierta durante la transmisión. Esta llave es en realidad un circuito de muestreo y retención. A la salida del muestreador hay un filtro anti aliasing (pasa banda), para suprimir las señales espurias que introduce el muestreo. Finalmente, un amplificador de baja frecuencia da los niveles de ganancia necesarios.

PW No direccional: Esquema en Bloques y Operación (2)

Ventanas de tiempo en PW



El diagrama muestra el pulso de transmisión de duración t_p, la ventana de tiempo tg en la que se encuentra trabajando la llave L_2 y la ventana temporal desde que se habilita la transmisión y se abre L_2. Definiendo con d_1 la distancia comprendida entre el transductor y el inicio del rango, entonces,

$$d_1 = \frac{c\left(t_d - t_p\right)}{2}$$

donde: c es la velocidad del sonido en el medio. De forma similar se define d_2 como la distancia entre el transductor al final del rango de medición

$$d_2 = \frac{c\left(t_d + t_g\right)}{2}$$

Por lo tanto el rango puede ser expresado como: $d_r = d_2 – d_1$, reemplazado, se tiene:

$$d_r = \frac{c\left(t_g + t_p\right)}{2}$$

donde: d_r es la demora entre la transmisión y la habilitación de L_2. Se puede demostrar que si se tiene la mejor sensibilidad para una resolución axial una dada. Para $t_g > t_p$ la sensibilidad decrece debido a la posibilidad de cambios producidos por scatering de señales con oposición de fase

Ejemplo PW No direccional

Para un sistema PW que trabaja a 5 MHz a una profundidad inicial de 1 cm en un medio con c = 1600 m/s. Determinar los tiempos de trabajo definidos en las ***Ventanas de tiempo en PW*** (Transparencia anterior).

Como f_o = 5 MHz, el periodo t_o = 0,2 us. Suponiendo que se adopta que el pulso de excitación tenga un ancho $t_p = 10\ t_o$, t_p = 2 us. Teniendo en cuenta lo visto, si se toma $t_g = t_p$, t_g = 2 us.

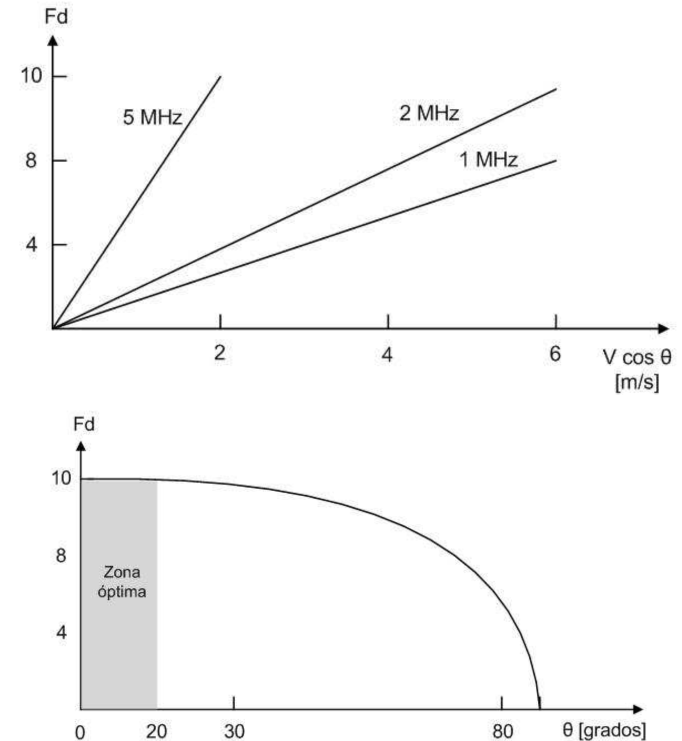
Por otra parte, el tiempo necesario para penetrar 1 cm, es de 6.25 us, entonces t_d = 6,25 us.

Finalmente, para el periodo de repetición del ciclo, PRF se tiene en cuenta que, después de la primera reflexión si se espera un tiempo igual a t_d, no existirán ecos por la atenuación del medio por lo que PRF será:

$$PRF = 2\left(t_g + 2t_d\right) = 29us$$

PW No direccional: Estimación de la velocidad y el ángulo de incidencia

Si se grqficq en función de la frecuencia de trabajo y de la velocidad del sonido en el medio en cuestión, obtenemos para 1, 2 y 5 MHz las siguientes gráficas:



Además de la frecuencia de trabajo, el ángulo con que el haz de ultrasonido incide sobre el tejido influirá en f_d. Evidentemente v cos θ será máximo para θ = 0º y cero para θ = 90º tal como lo indica la Fig. 10.16. El transductor no puede colocarse a θ = 0º, entonces, debe buscarse el menor ángulo posible para obtener la mayor sensibilidad.

$$0 < \theta \leq 20^0$$

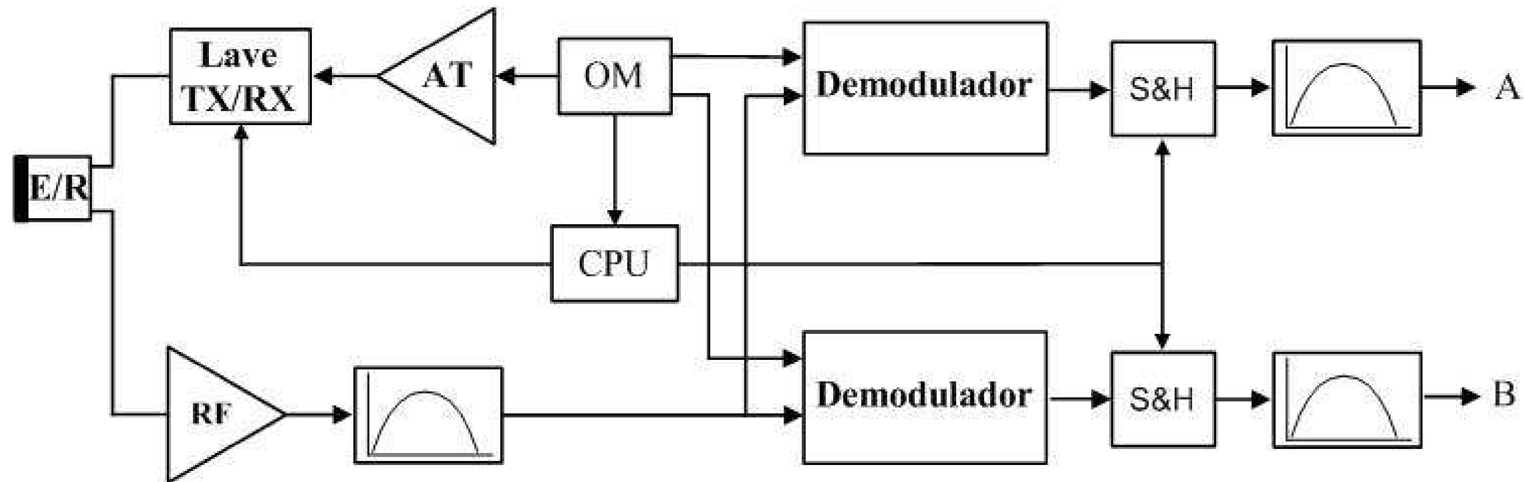
El cómputo de la velocidad se realiza con la expresión ya vista

$$V = \frac{F_d \cdot c}{2 f_0 \cos\theta}$$

Si mantenemos constante c, f_0, cos θ y definimos una constante como cte = c/2 f_o cos θ, entonces,

$$V = cte \cdot F_d$$

PW direccional: Esquema en Bloques y Operación (1)



Básicamente se trata del sistema no direccional al que se ha agregado un demodulador, una unidad de muestreo y retención y un filtro pasa banda (antialiasing). Las unidades de muestreo y retención reemplazan a la llave L_2 . Los filtros de hasta 8 polos están encuadrados en una ventana frecuencial comprendida entre I00 y 800 Hz. Estos sistemas posen gran bW e alto slew rate.

Las señales provenientes de cuerpos en estado estacionario y de pequeñas señales de los mismos en movimiento son amplificadas con la misma ganancia, el receptor requiere de un gran rango dinámico para evitar saturación de señales provenientes de las paredes de las arterias. Por ello, el receptor debe tener también la capacidad de recuperarse rápidamente de la saturación y disponer de un ancho de banda que es inversamente proporcional a la resolución axial del sistema.

Limitaciones del PW Direccional (1)

El Doppler pulsado presenta dos grandes limitaciones: en primer lugar, igual que el CW la desviación Doppler es proporcional al coseno del ángulo que forma el haz ultrasónico con el flujo sanguíneo. Si el haz es paralelo al flujo, el ángulo es cero y el coseno 1, de manera que la desviación Doppler representa verdaderamente la velocidad del flujo. Con otros ángulos, esta premisa ya no es cierta. En la práctica no se utilizan ángulos mayores de 20º ya que producen estimaciones del flujo significativamente más bajos de lo que son en realidad.

Ejemplo

Estimar el error cometido en una medición cuando el ángulo que forma el haz ultrasónico y el flujo es de 2, 5, 20 30 y 45 grados. El instrumento está calibrado para la condición ideal, $\theta = 0$ grados. Para esta condición, V = 0.5002 m/s, f_d = 3.126 kHz, f_0 = 5 MHz y c = 1.600 m/s. Por lo visto, se tiene:

$$V_{2^0} = 0{,}5005, V_{5^0} = 0{,}5021,\ V_{20^0} = 0{,}5323,\ V_{30^0} = 0{,}5775,\ V_{45^0} = 0{,}707$$

En función de estas cifras, se deja que el alumno estime el error cometido para $\theta > 0$.

En segundo lugar, la máxima velocidad del flujo que puede medirse viene determinada por la frecuencia con la que el sistema emite un pulso y abre la ventana de medición (t_d en la Fig. y por la profundidad a la que se encuentra el volumen de muestra. A frecuencias bajas, el volumen de muestra es pequeño, por lo que, la posibilidad de encontrar anormalidades en la velocidad y dirección de los eritrocitos es escasa. A frecuencias mayores puede ocurrir que un segundo impulso sea emitido antes de que el eco del primero haya llegado de retorno al transductor. Por otra parte, cuando mayor sea la profundidad a la que se encuentra la muestra, más tiempo tarda el eco en volver, por lo que puede ocurrir que, la señal de retorno sea interferida por un nuevo pulso antes de que pueda ser captada por el transductor.

Limitaciones del PW Direccional (2)

En la práctica, la máxima velocidad del flujo sanguíneo que puede ser determinada sin ambigüedad, viene dada por el límite de Nyquist que está dado por la frecuencia de repetición de pulso y la profundidad de la muestra. Si este límite se supera, se produce una saturación de la señal o "aliasing". El aliasing ocurre a partir de los 0.40-0.60 m/s [4,6,7], siendo así que el flujo cardiaco normal puede alcanzar 1.5 m/seg y en algunas patologías hasta 6 m/s. En estos casos el PW no tiene utilidad y hay que recurrir al CW

Ambigüedad en la velocidad y en el rango

Desplazamiento Doppler ➡ comparar la relación de fase con la señal de referencia OM. El máximo cambio de fase que puede obtenerse entre dos pulsos está limitado al intervalo -π a +π radianes (las medidas angulares se repiten cada 2π radianes). Por lo tanto la frecuencia de muestreo debe ser por lo menos el doble de la componente de frecuencia más alta.

$$f_{d\max} = \frac{f_s}{2}$$

donde: f_{dmax} es el máximo desplazamiento Doppler que puede ser detectado sin ambigüedad y f_s la frecuencia de repetición del pulso o frecuencia de muestreo. V_{max} sin ambiguedad, es:

$$f_{d\max} = \frac{f_s}{2} = \frac{2 f_t V_{\max} \cos\theta}{c}$$

La posición de la llave L_2 está determinada por el tiempo de demora, entre la transmisión y el comienzo del tiempo de adquisición de la señal recibida. Hay ambigüedad en la determinación del rango debido a que las señales que arriban al transductor, pueden ser ecos resultantes del pulso de transmisión anterior, localizándose alrededor de:

$$dn = \frac{c\left(t_d + n t_s\right)}{2}$$

donde: n= 0 o entero positivo y ts tiene que ver con PRF

Limitaciones del PW Direccional (3)

Haciendo los reemplazos correspondientes, d_{max} y V_{max} a detectar sin ambigüedad:

$$d\max = \frac{c}{2 f_s}$$

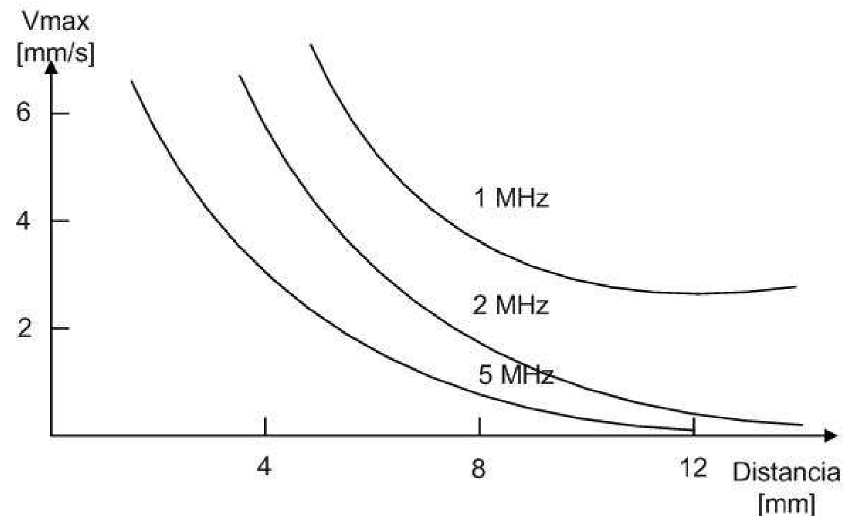
$$V\max = \frac{c f_s}{4 f_t \cos\theta}$$

Se tiene que

$$d\max \cdot V\max = \frac{c^2}{8 f_t \cos\theta}$$

se trata de un sistema acoplado, donde se debe lograr una situación de compromiso entre Vmax y la profundidad máxima de trabajo.

En la práctica, los fabricantes de equipos los diseñan de acuerdo a gráficas similares a
Es decir, Vmax = f(d) con f_o como parámetro



Ejemplo

A partir de los datos obtenidos en el ejemplo anterior, estimar la d_{max} y V_{max} para que no exista ambigüedad si f_o = 5 MHz. Remplazando valores:

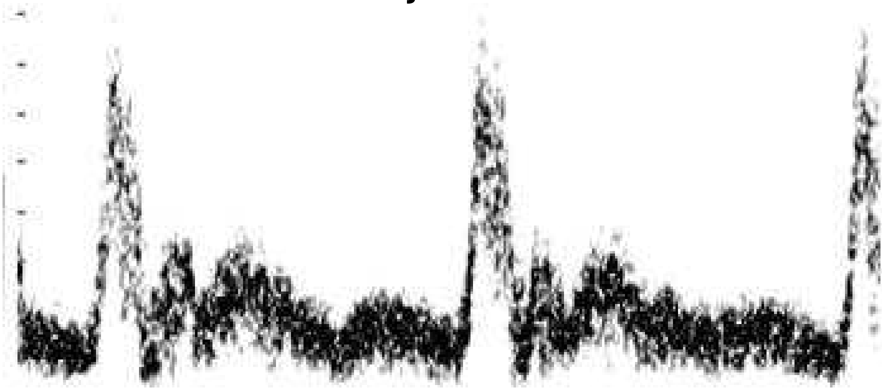
f_{dmax} = 17,24KHz
d_{max} = 23,2cm
V_{max} = 2,8m/s

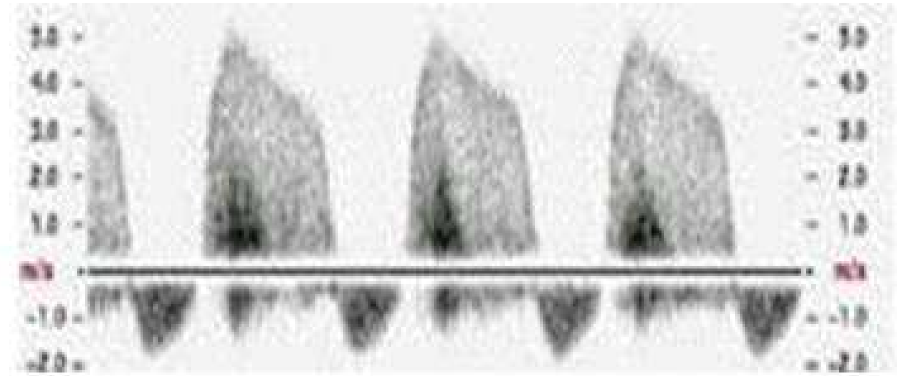
Resumen de las diferencias entre CW y PW

Técnica	Doppler Continuo (CW)	Doppler Pulsado (PW)
Ventajas	Brinda distribución de velocidades de los glóbulos rojos	Brinda distribución de velocidades de los glóbulos rojos
	Permite determinar velocidades máximas, mínimas y promedio	Permite determinar velocidades máximas, mínimas y promedio
	Presenta variación temporal del flujo	Presenta variación temporal del flujo
	Mejores posibilidades de acceso a zonas pequeñas	El volumen de la muestra puede definirse a diferentes profundidades
	Emite y recibe continuamente	Permite estudiar sitios determinados: resolución de rango
	Puede medir altas velocidades	
Desventajas	No tiene información de profundidad	La velocidad máxima está limitada por la profundidad: se produce aliasing
	No permite estudiar sitios determinados: ambigüedad de rango	Siempre requiere información ecocardiográfica para ubicar su posición
		Emite y espera el regreso del eco para hacerlo nuevamente

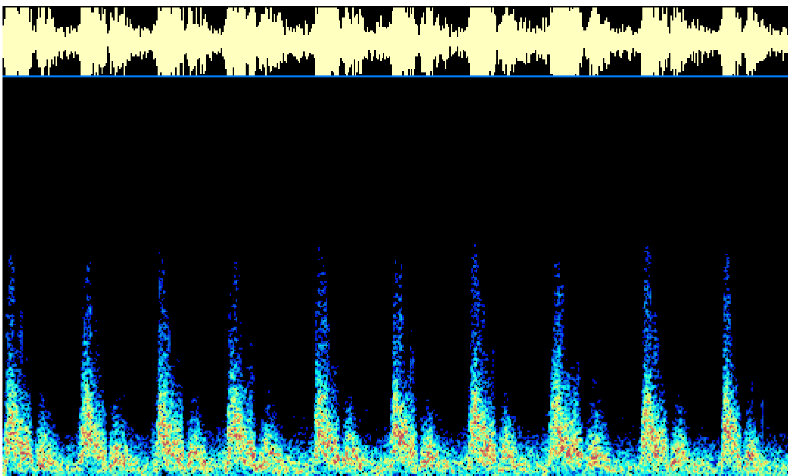
Algunos Ejemplos

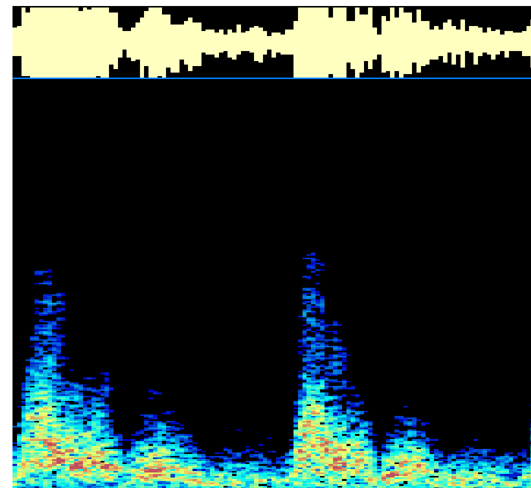
A la izquierda un eco doppler normal, a la derecha, un eco doppler anormal. Se observa, por un lado, el ensanchamiento de la base del registro y por otro, el incremento del reflujo



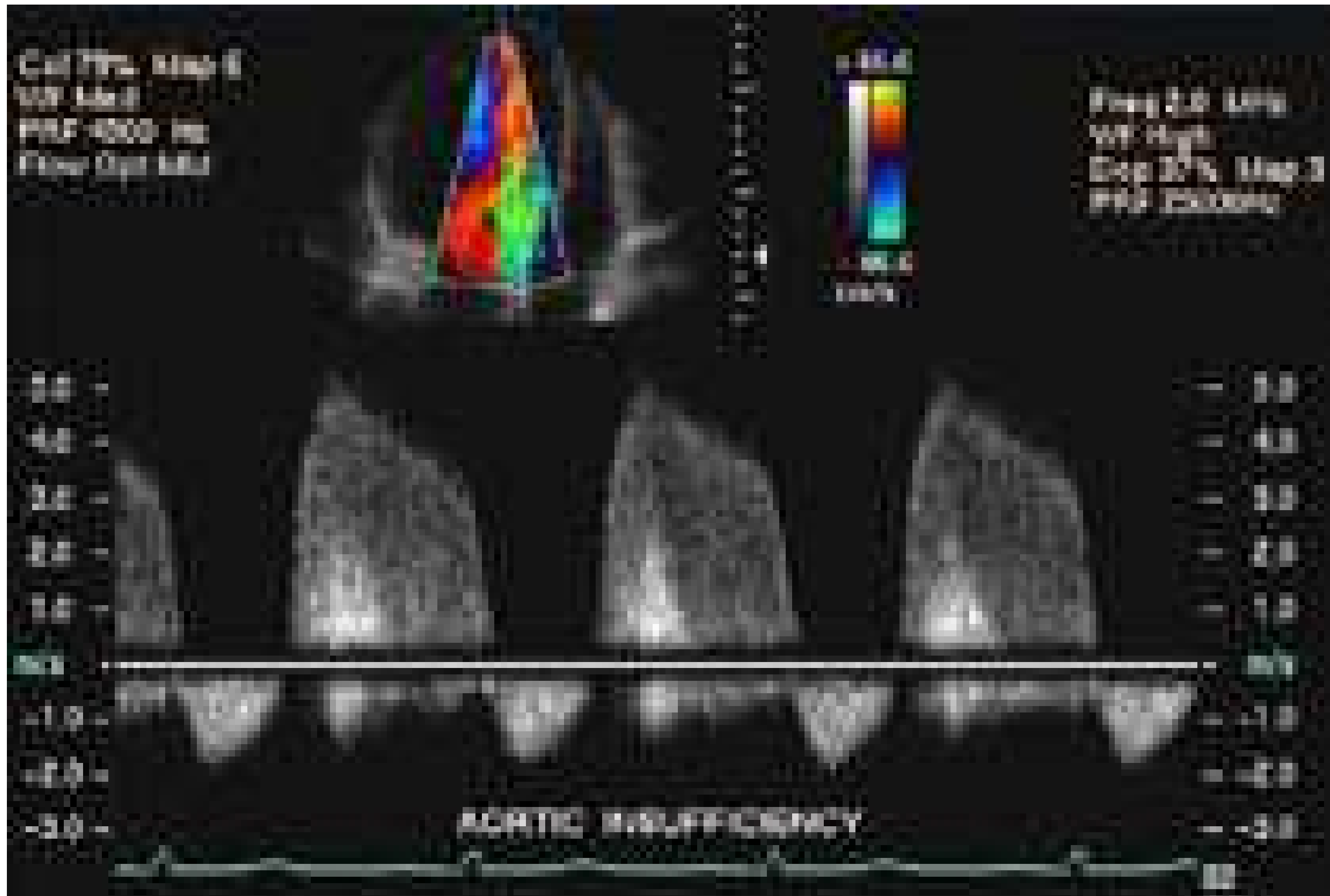


Ejemplos de Eco doppler





Ecografía modo B + eco Doppler imagen+ flujo + onda de pulso



Otras Limitaciones del PW Direccional

La máxima velocidad del flujo que puede medirse viene determinada por la frecuencia con la que el sistema emite un pulso y abre la ventana de medición (*td*) y por la profundidad a la que se encuentra el volumen de muestra.

A frecuencias bajas, el volumen de muestra es pequeño por lo que la posibilidad de encontrar anormalidades en la velocidad y dirección de los eritrocitos es escasa.

A frecuencias mayores puede ocurrir que un segundo impulso sea emitido antes de que el eco del primero haya llegado de retorno al transductor.

Por otra parte, cuando mayor sea la profundidad a la que se encuentra la muestra, más tiempo tarda el eco en volver, por lo que puede ocurrir que la señal de retorno sea interferida por un nuevo pulso antes de que pueda ser captada por el transductor.

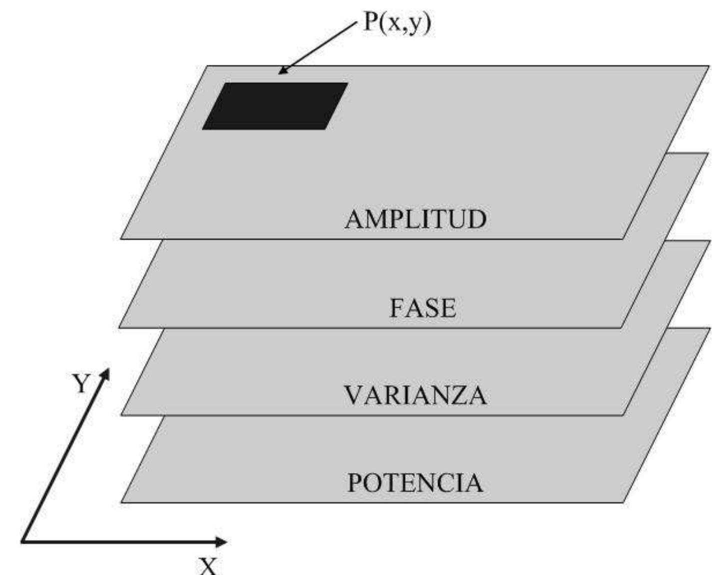
En la práctica, la máxima velocidad del flujo sanguíneo que puede ser determinada sin ambigüedad viene dada por el límite de Nyquist determinado por la frecuencia de repetición de pulso y la profundidad de la muestra. Si este límite se supera se produce una saturación de la señal o "aliasing".

Variantes de PW (1)

Existen tres variantes básicas:

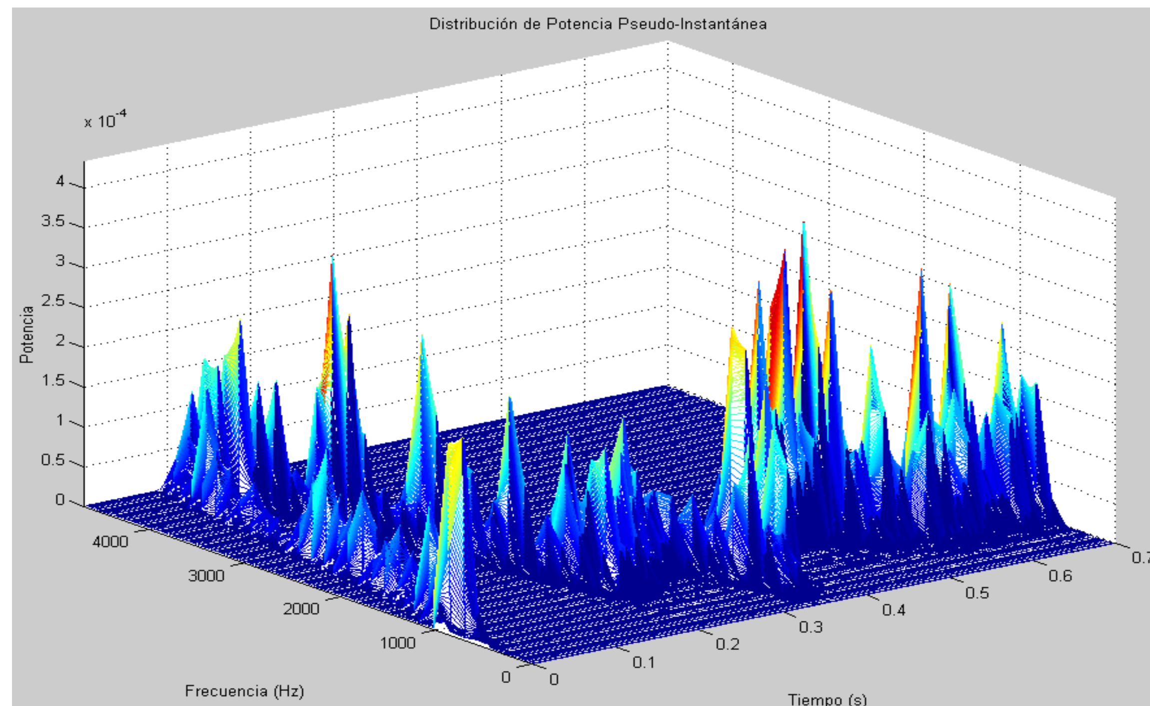
- Doppler Color
- Doppler de Energía
- Doppler de Pared

El Doppler Color (DC) utiliza el efecto Doppler generado por los glóbulos rojos en movimiento, utiliza el color para codificar la frecuencia de corrimiento Doppler. El color y los diferentes tonos de los mismos son determinados por la dirección y la magnitud del cambio de frecuencia.
Para codificar la turbulencia se usa la varianza, la que expresa las desviaciones de las diferentes velocidades presentes con respecto a la media.
Como generalmente la profundidad y la resolución de velocidad son los parámetros más importantes, éstos se mantienen sacrificando el ángulo sectorial, la frecuencia de imagen y la densidad de líneas. Los mapas en color del flujo se superponen sobre los ecocardiogramas que se muestran en gris.



Variantes de PW (2)

El Doppler de Potencia no tiene problemas de aliasing ni dependencia angular, permite determinar el flujo de pequeños vasos y de baja velocidad. Recibe diferentes nombres: Color Power Doppler, Ultrasound Angio, Color Doppler Energy, Color Power Angio. Asigna valores a diferentes amplitudes de la señal Doppler. La amplitud está determinada por la concentración de los dispersores (eritrocitos) que producen el desplazamiento de frecuencia. La **amplitud** está **relacionada con el volumen en movimiento**. Integra el área bajo el espectro. La ventaja respecto a otros modos es la presentación uniforme del flujo, aún en aquellas zonas de incidencia normal. Sin embargo se pierde información de dirección, velocidad y característica del flujo.



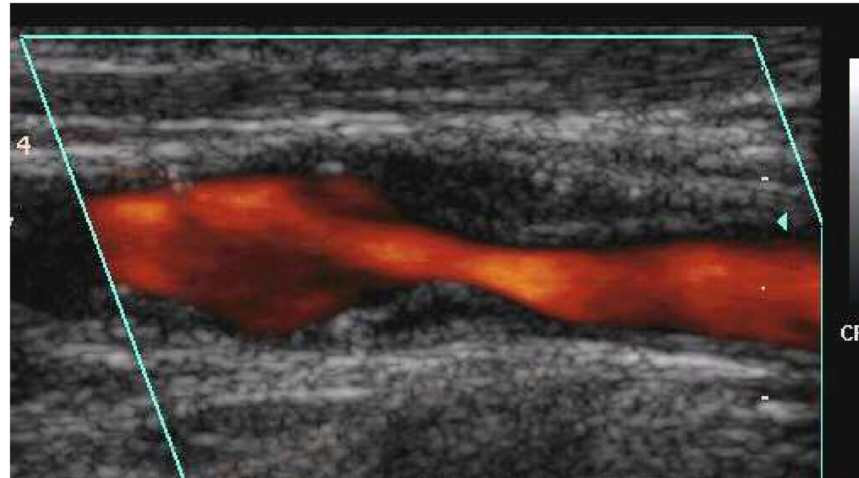
Variantes de PW (3)

Técnica	Doppler Color	Doppler de Potencia
Ventajas	Brinda distribución espacial de las velocidades	Brinda distribución espacial de las partículas en movimiento
	Permite calcular para cada ubicación el valor medio, la varianza y el signo de la velocidad	Determina presencia del flujo
		Es independiente del ángulo
		No se produce aliasing
		Mejora la sensibilidad
Desventajas	No realiza una caracterización completa del flujo	No permite evaluar ninguna característica del flujo

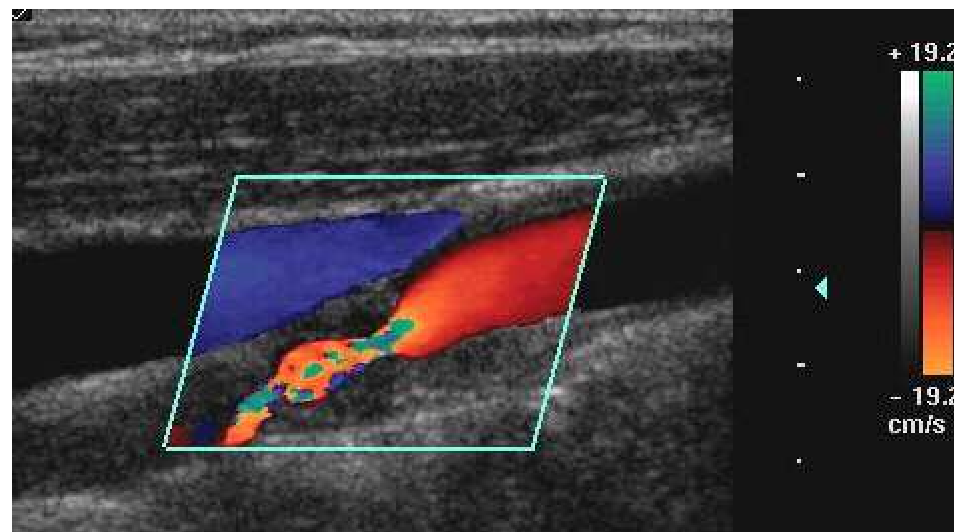
El Doppler Pared realiza el análisis del *movimiento de las paredes cardíacas*, donde se tiene *baja velocidad y alta amplitud del flujo*, a diferencia del resto del organismo donde se tiene alta velocidad y baja amplitud. Debido a que se trata de *flujo turbulento y rotacional*, el sistema dispone de filtros de amplitud para suprimir las señales producidas por el flujo, en general se tratan de filtros adaptivos.

Ejemplos de Combinación Doppler-Imagen

PRF = 1.5 KHz



PRF = 3 KHz



Referencias

Cañas, J. A. Sistema Detector de Latidos Cardíacos Fetales. Tesis de Maestría. Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, La Habana, Cuba, 1998.

Latti, B. P. Introducción a la teoría y Sistemas de comunicación. Ed. Limusa, 1974.

Evans, D. H. Doppler Ultrasound. John Wiley & Sons, Ltd, 2000.

Fritsch, C. Principios de Ecografía Doppler para Aplicaciones Médicas. RITUL Curso de Posgrado, La Rábida, Sevilla, España. 2002.

Christensen, D. A. Ultrasonic Bioinstrumentation. John Wiley & Sons, 2000.

Veca, A., Accolti, E. Ultrasonido para Ingenieros y Estudiantes de Ingeniería. Capitulo X. http://dea.unsj.edu.ar/ultrasonido



Aplicaciones Industriales del Ultrasonido
Ultrasonido para Uso Médico

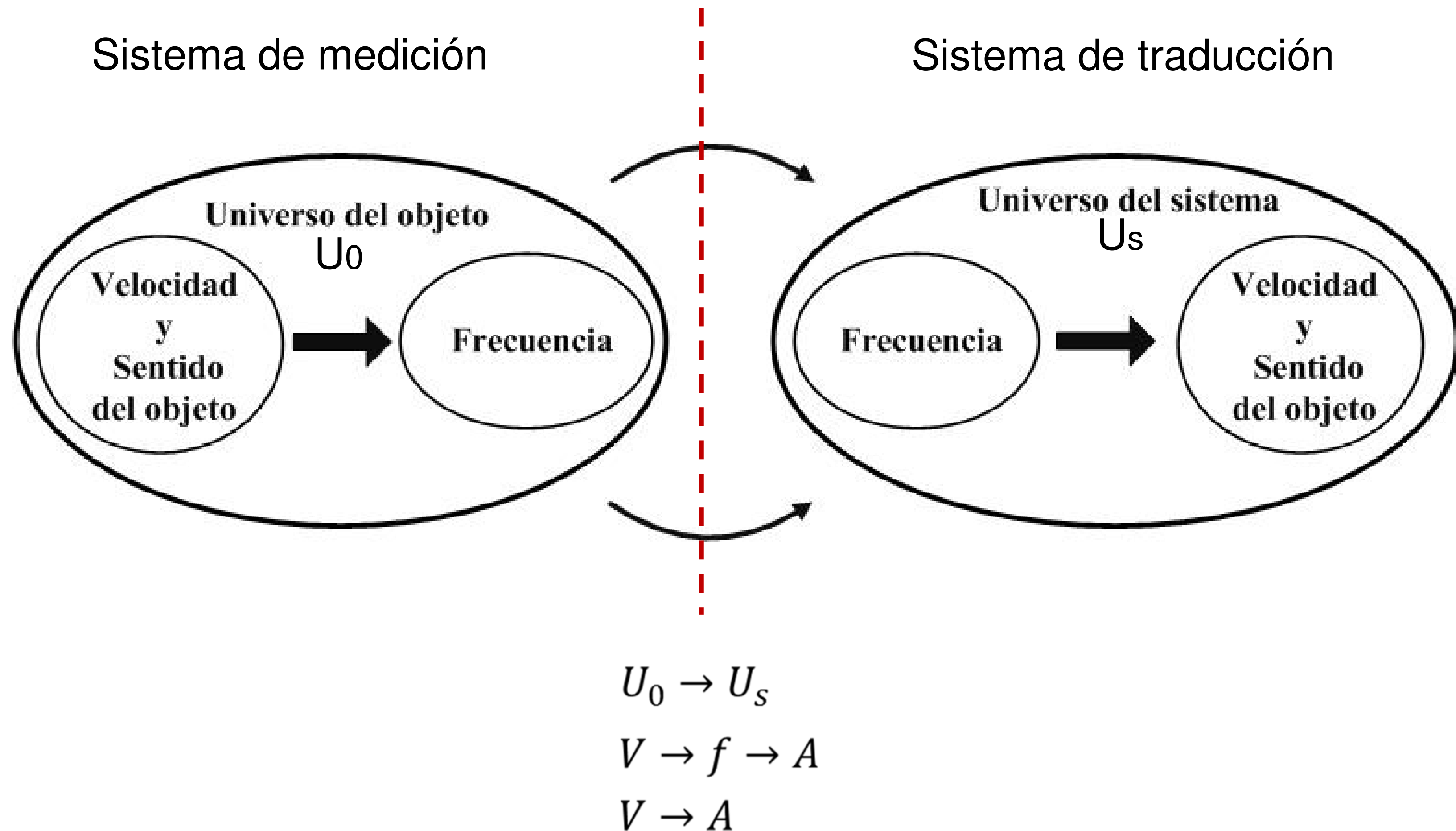


Prof. Dr. Angel C. Veca
Marzo 2018

Tema VI
Efecto Doppler en Medicina

TEMARIO

Concepto de Efecto Doppler (1)



$$U_0 \rightarrow U_s$$
$$V \rightarrow f \rightarrow A$$
$$V \rightarrow A$$

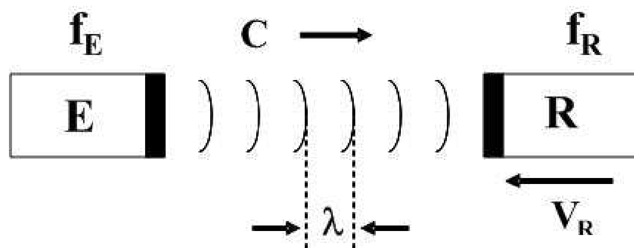
donde: V está representando la velocidad del objeto incluyendo el sentido del movimiento (directo e inverso), f el cambio de frecuencia y A la amplitud proporcional a la velocidad

Concepto de Efecto Doppler (2)

Como se vio en el tema I, de los tres casos posibles, interesa sólo el caso 3: *Emisor en reposo y receptor moviéndose en la misma dirección y cualquier sentido*



Caso de aplicación médica



Ecuación general del Efecto Doppler

$$f_R = \left(\frac{c+V_R}{c+V_S}\right) f_E$$

Para este caso $V_S = 0$

$$f_R = \left(\frac{c+V_R}{c}\right) f_E$$

Operando

$$f_R = f_E + \frac{V_R}{c} f_E$$

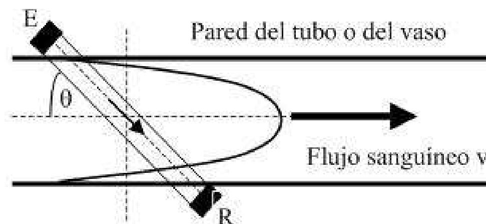
Definiendo la frecuencia diferencia o frecuencia Doppler, como $f_d = f_R - f_E$

$$f_d = \frac{V_R}{c} f_E$$

En pulso eco

$$f_d = 2\frac{V_R}{c} f_E$$

Haciendo el análisis para el caso de la hemodinámica, se arriba a



$$f_d = \frac{2\, fe \cos\theta}{c}$$

Concepto de Efecto Doppler (3)

EJEMPLO 1:

Frec. emisión f_E = 1 MHz

Velocidad V_R = 1 m/s

c = 1500 m/s

f_D = 1,3 KHz

EJEMPLO 2:

Frec. emisión f_E = 2 MHz

Velocidad V_R = 1 m/s

c = 1500 m/s

f_D = 2,66 KHz

EJEMPLO 3:

Frec. emisión f_E = 5 MHz

Velocidad V_R = 1 m/s

c = 1500 m/s

f_D = 6,7 KHz

EJEMPLO 4:

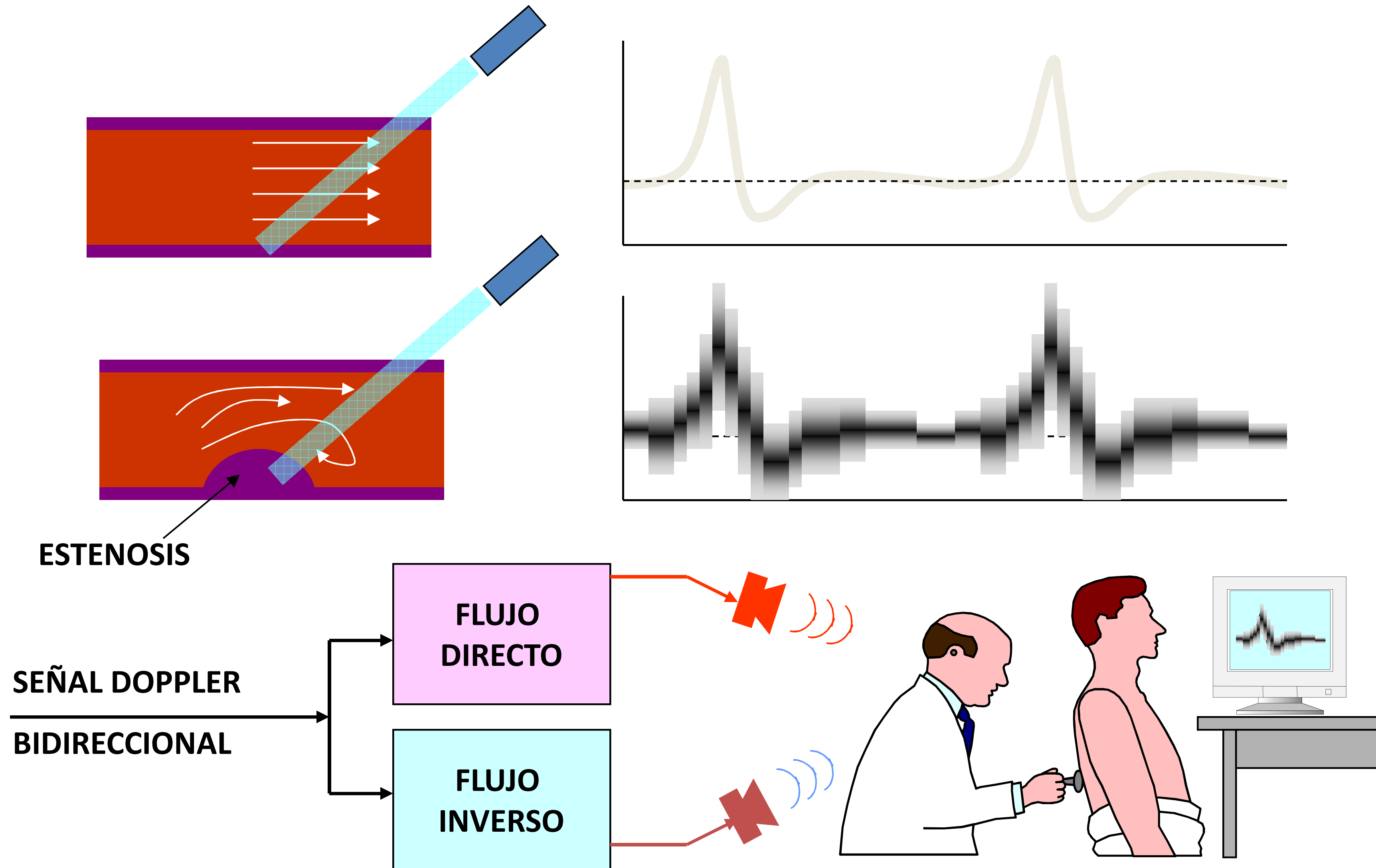
Frec. emisión f_E = 10 MHz

Velocidad V_R = 1 m/s

c = 1500 m/s

f_D = 13,33 KHz

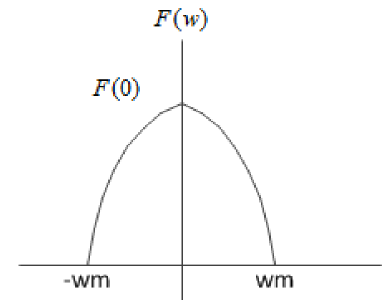
Ayudas al Diagnóstico



Revision de Modulación y Demodulación de AM

Modulación

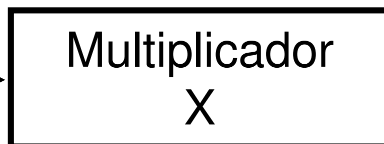
$$f(t) \leftrightarrow F(w)$$



cos $w_c t$

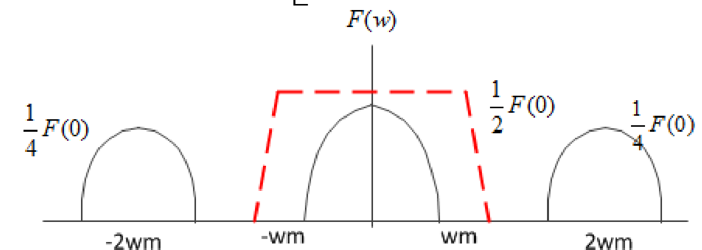
$$f(t)\cos w_c t \leftrightarrow \frac{1}{2}\left[F(w+w_c)+F(w-w_c)\right]$$

f(t)



f(t) cos $w_c t$

$$f(t)\cos^2 w_c t \leftrightarrow \frac{1}{2}F(w)+\left[\frac{1}{4}(w+2w_c)+F(w-2w_c)\right]$$

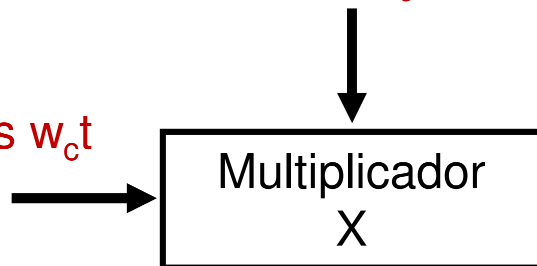


Demodulación

cos $w_c t$

$$f(t)\cos^2 w_c t = \frac{1}{2}\left[f(t)+f(t)\cos 2w_c t\right]$$

f(t) cos $w_c t$

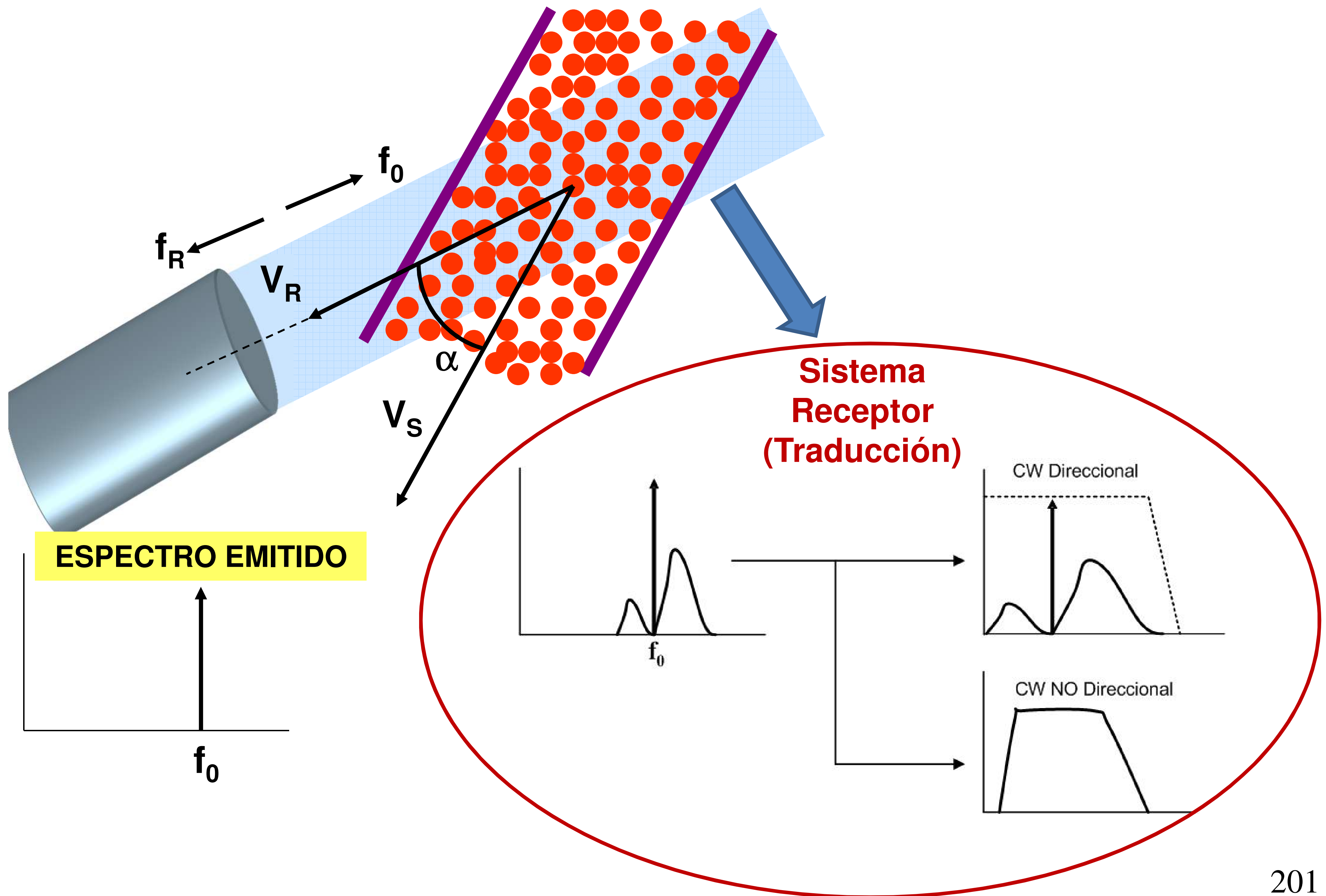


f(t) $\cos^2 w_c t$

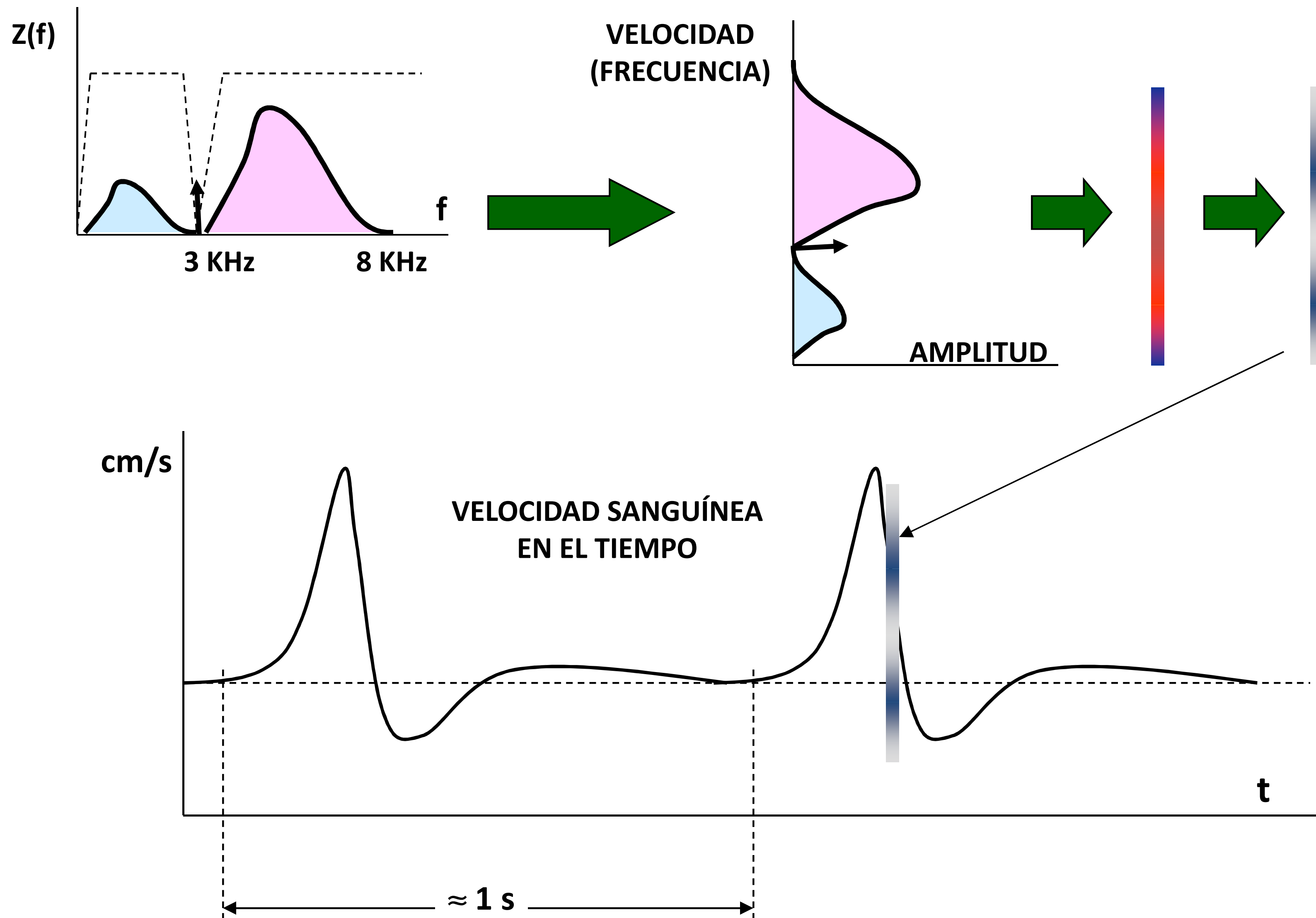
Filtro Pasa Bajos

f(t)

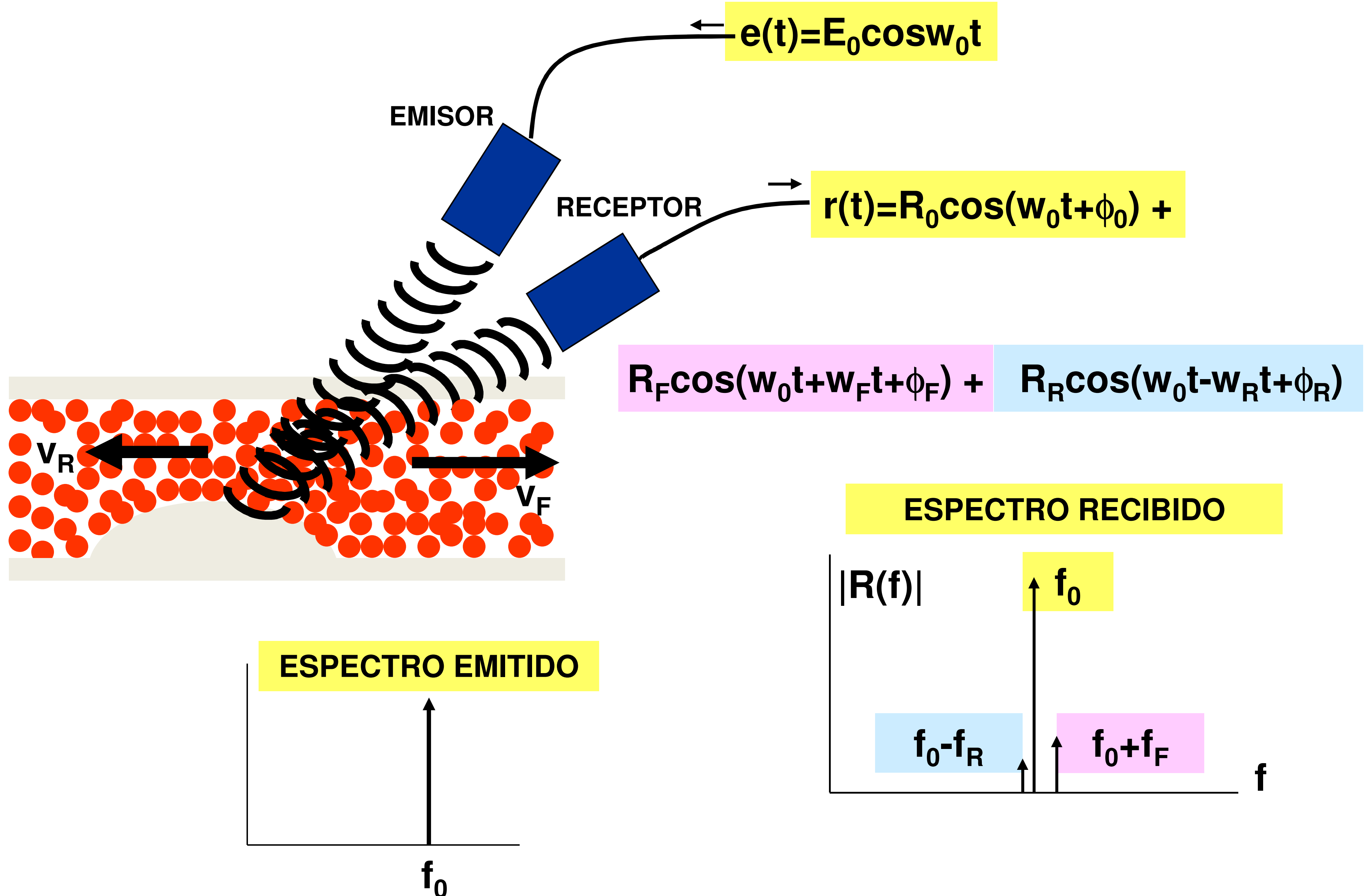
Concepto de Doppler Direccional y NO Direccional



Visualización Direccional

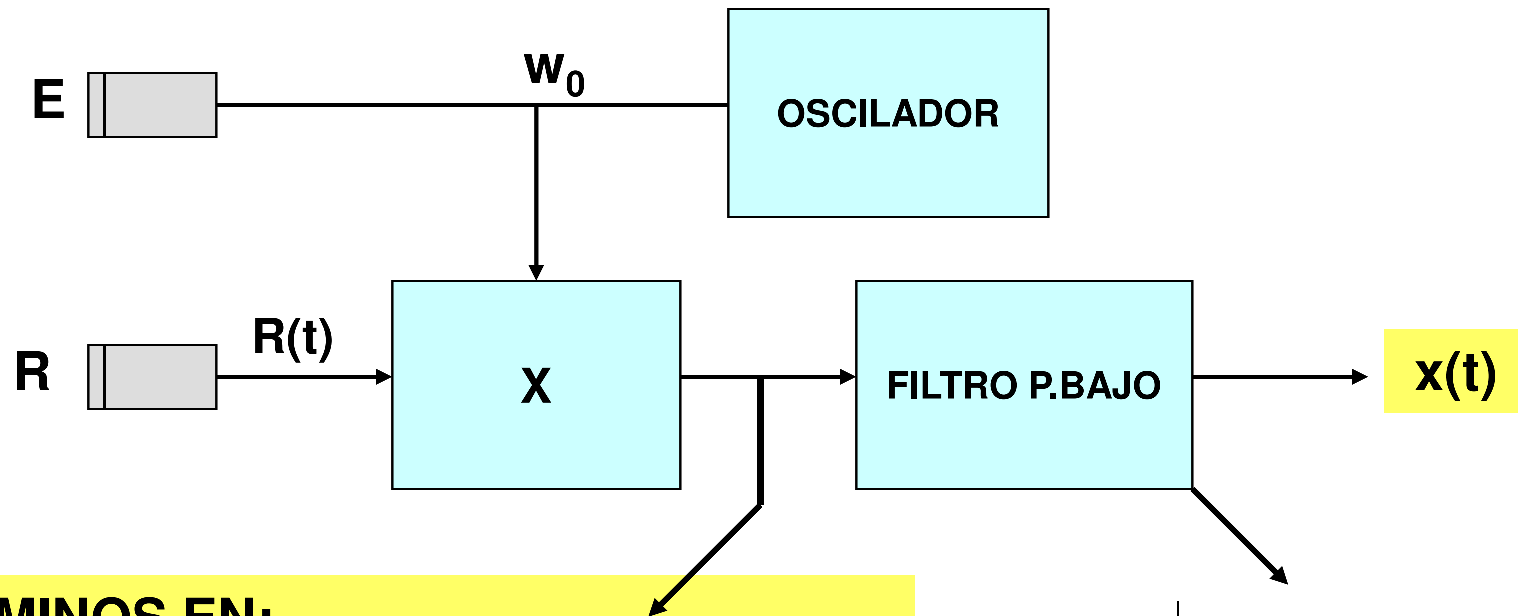


Doppler Continuo CW



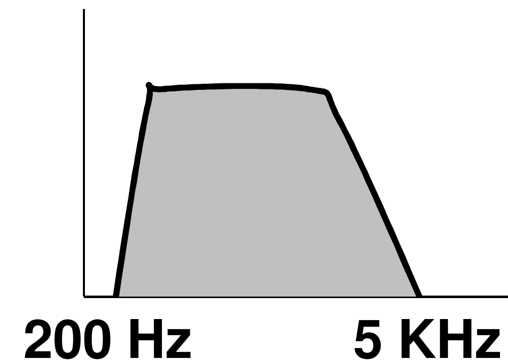
Demodulación Coherencte (no direccional)

$R(t)=R_0\cos(w_0t+\phi_0) + R_F\cos(w_0t+w_Ft+\phi_F) + R_R\cos(w_0t-w_Rt+\phi_R)$

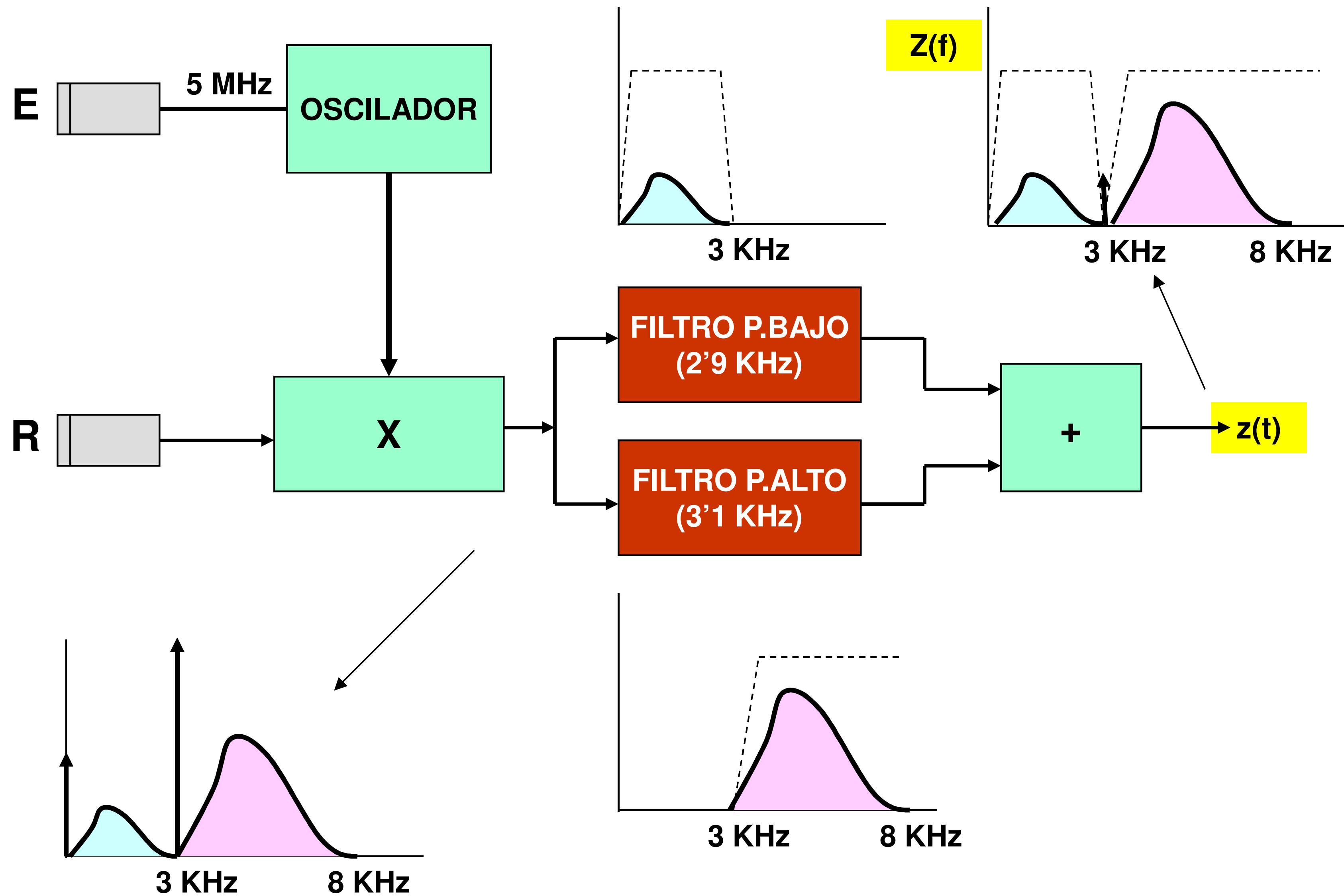


TÉRMINOS EN:

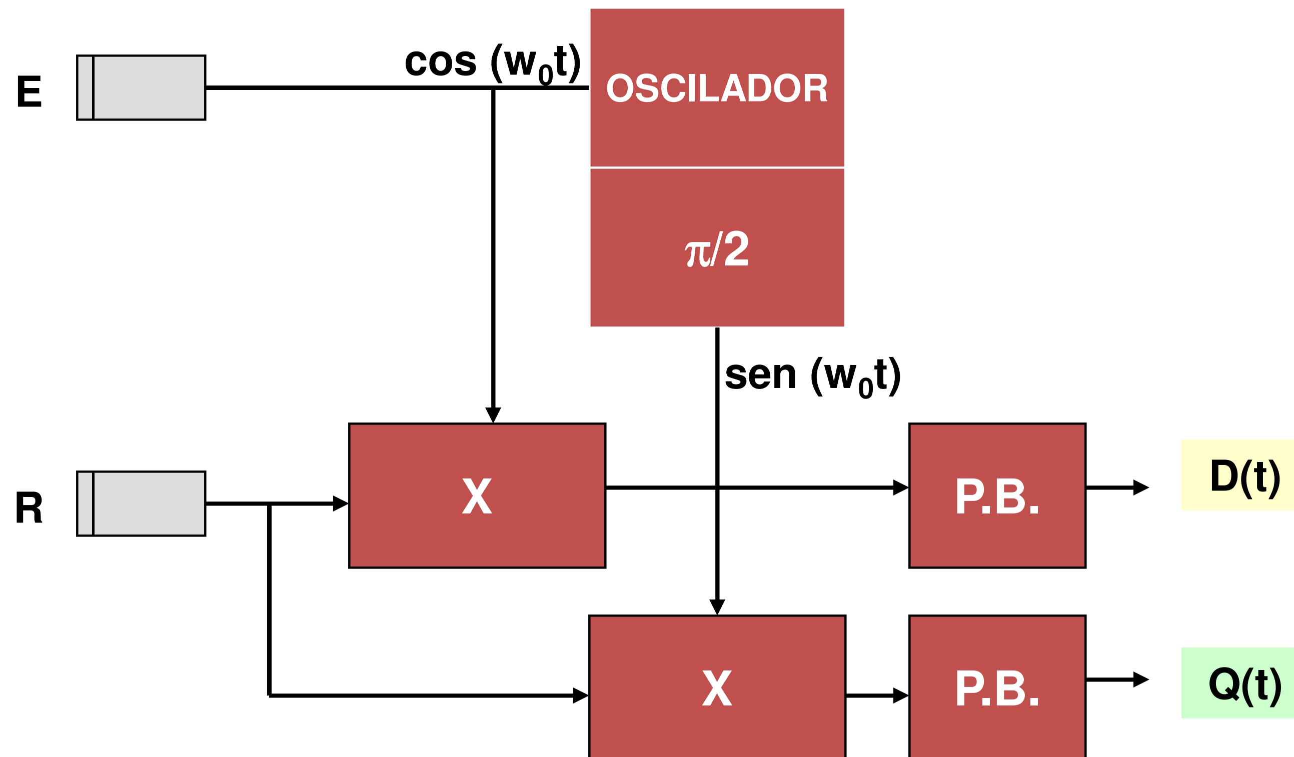
- Componente continua
- $2w_0$
- $B_F \cos(w_Ft + \phi_F) + B_R \cos(w_Rt+\phi_R)$



Demodulaciòn Heterodina (Direccional)



Decodificación en Ccuadratura



$$D(t) = A\cos(\phi_0) + B_F\cos(w_F t + \phi_F) + B_R\cos(w_R t - \phi_R)$$

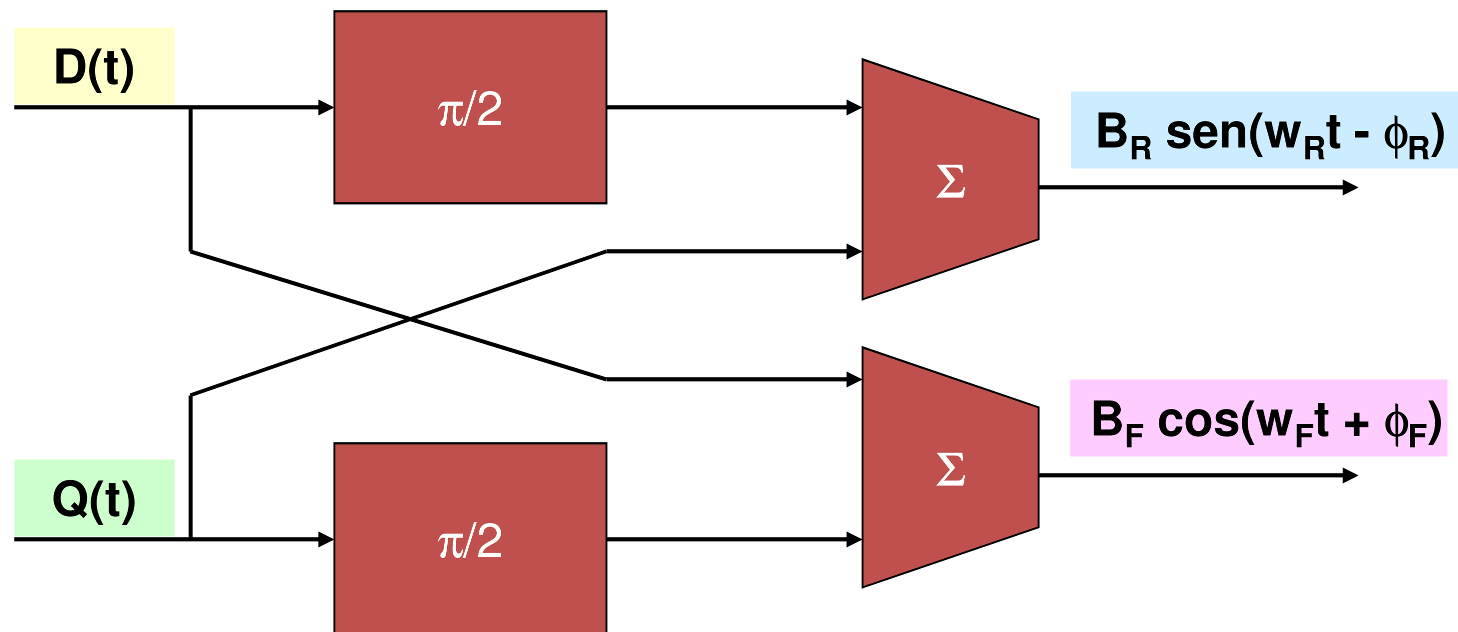
$$Q(t) = A\,\mathrm{sen}(\phi_0) + B_F\,\mathrm{sen}(w_F t + \phi_F) - B_R\,\mathrm{sen}(w_R t - \phi_R)$$

Extracción de las Componentes del Flujo (1)

$$D(t) = A\cos(\phi_0) + B_F\cos(w_F t + \phi_F) + B_R\cos(w_R t - \phi_R)$$

$$Q(t) = A\,\mathrm{sen}(\phi_0) + B_F\,\mathrm{sen}(w_F t + \phi_F) - B_R\,\mathrm{sen}(w_R t - \phi_R)$$

C.C. FORWARD REVERSE



Extracción de las Componentes del Flujo (2)
Técnica Digital

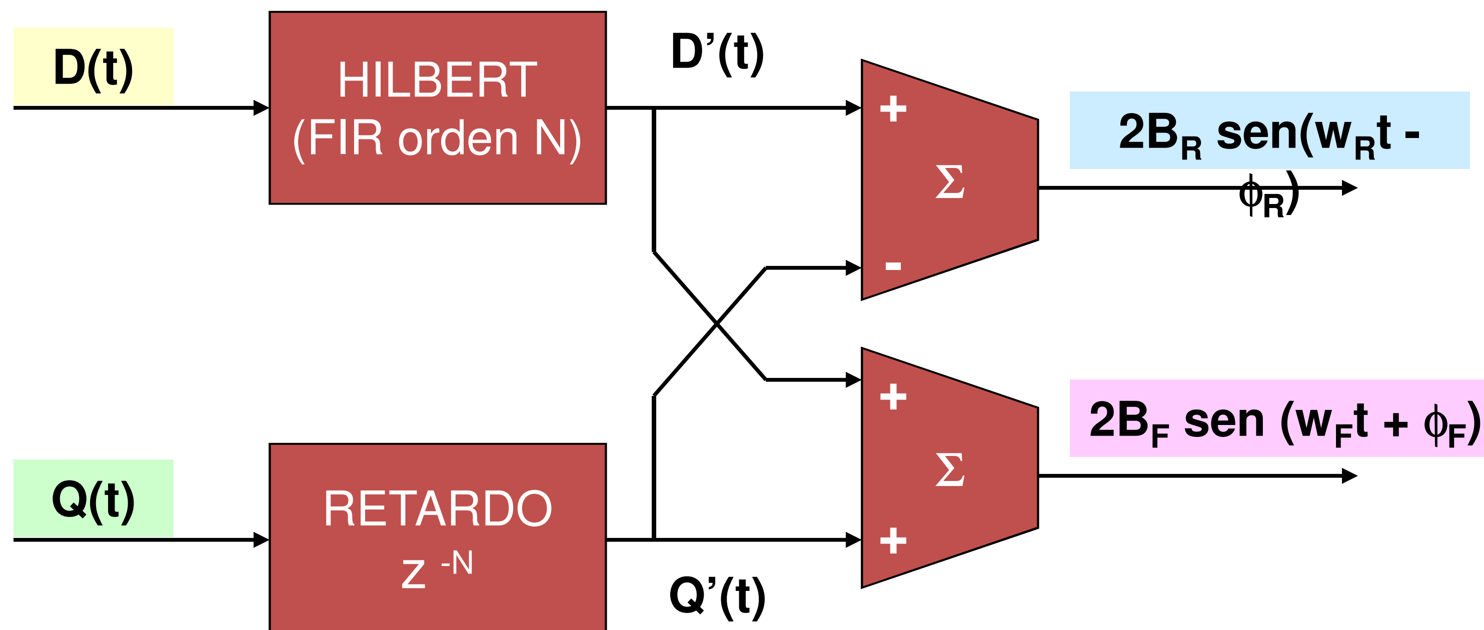
$$D(t) = B_F \cos(w_F t + \phi_F) + B_R \cos(w_R t - \phi_R) = X_F(t) + X_R(t)$$

$$Q(t) = B_F \text{sen}(w_F t + \phi_F) - B_R \text{sen}(w_R t - \phi_R) = H[X_F(t)] - H[X_R(t)]$$

$$D'(t) = H[X_F(t)] + H[X_R(t)]$$
$$Q'(t) = H[X_F(t)] - H[X_R(t)]$$

$\Rightarrow$

$$D'(t) + Q'(t) = 2\,H[X_F(t)]$$
$$D'(t) - Q'(t) = 2\,H[X_R(t)]$$

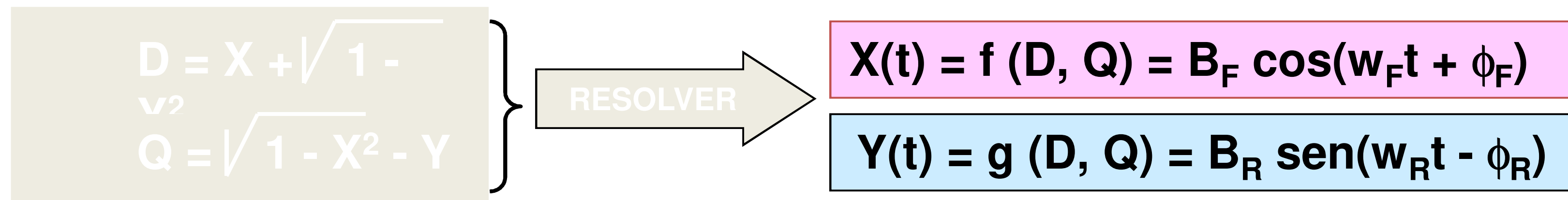


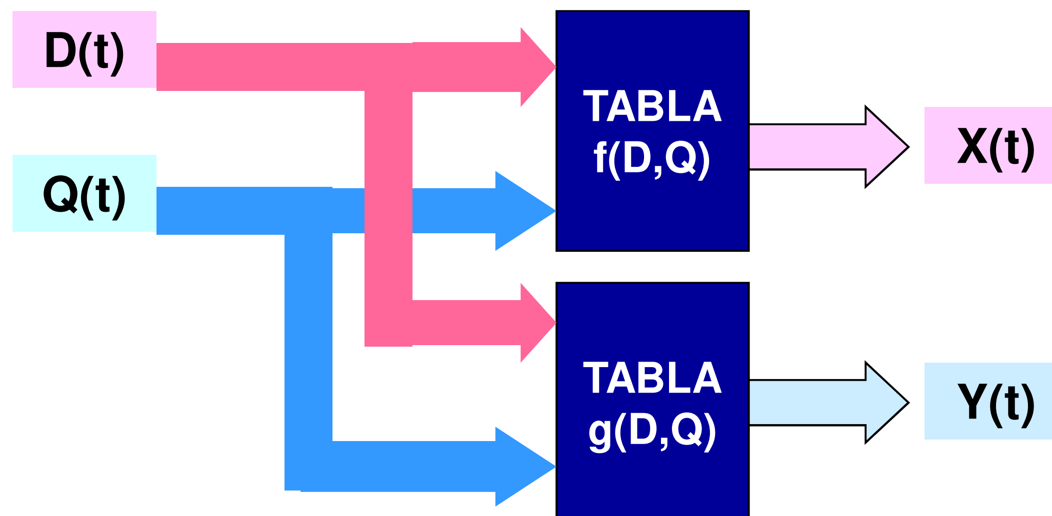
Extracción de las Componentes del Flujo (3)
Uso de Tablas

$$D(t) = B_F \cos(w_F t + \phi_F) + B_R \cos(w_R t - \phi_R)$$

$$Q(t) = B_F \operatorname{sen}(w_F t + \phi_F) - B_R \operatorname{sen}(w_R t - \phi_R)$$

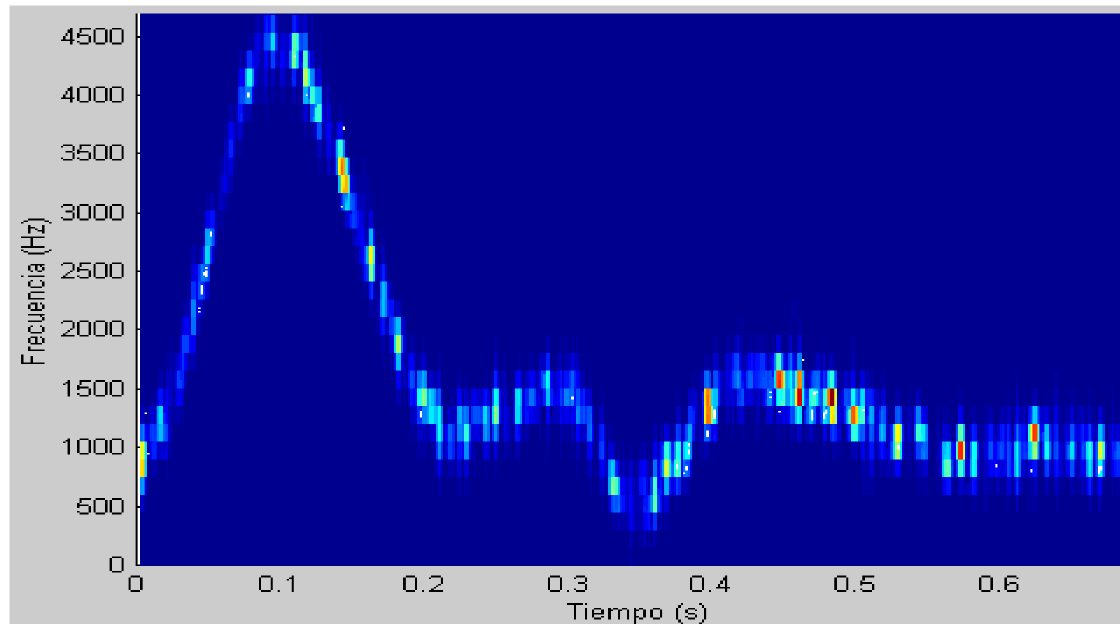
Para cada instante t:





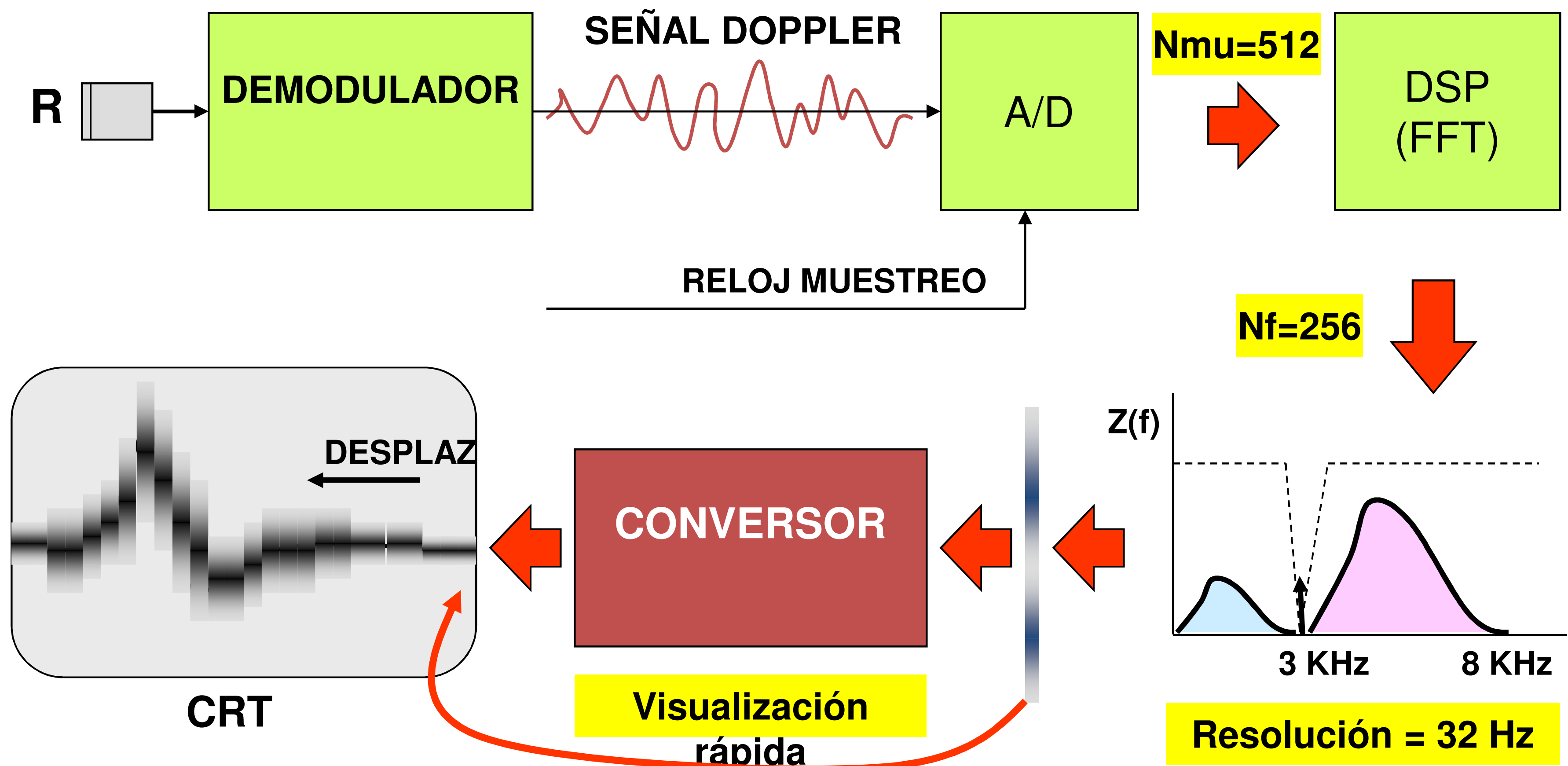
Extracción de las Componentes del Flujo (4)
Uso de la Transformada de Fourier

Este método se basa en las propiedades de simetría de la transformada compleja de Fourier donde, si la señal de ***entrada está en cuadratura***, las componentes directas e inversas del flujo aparecen a ***ambos lados del lóbulo principal*** de la transformada

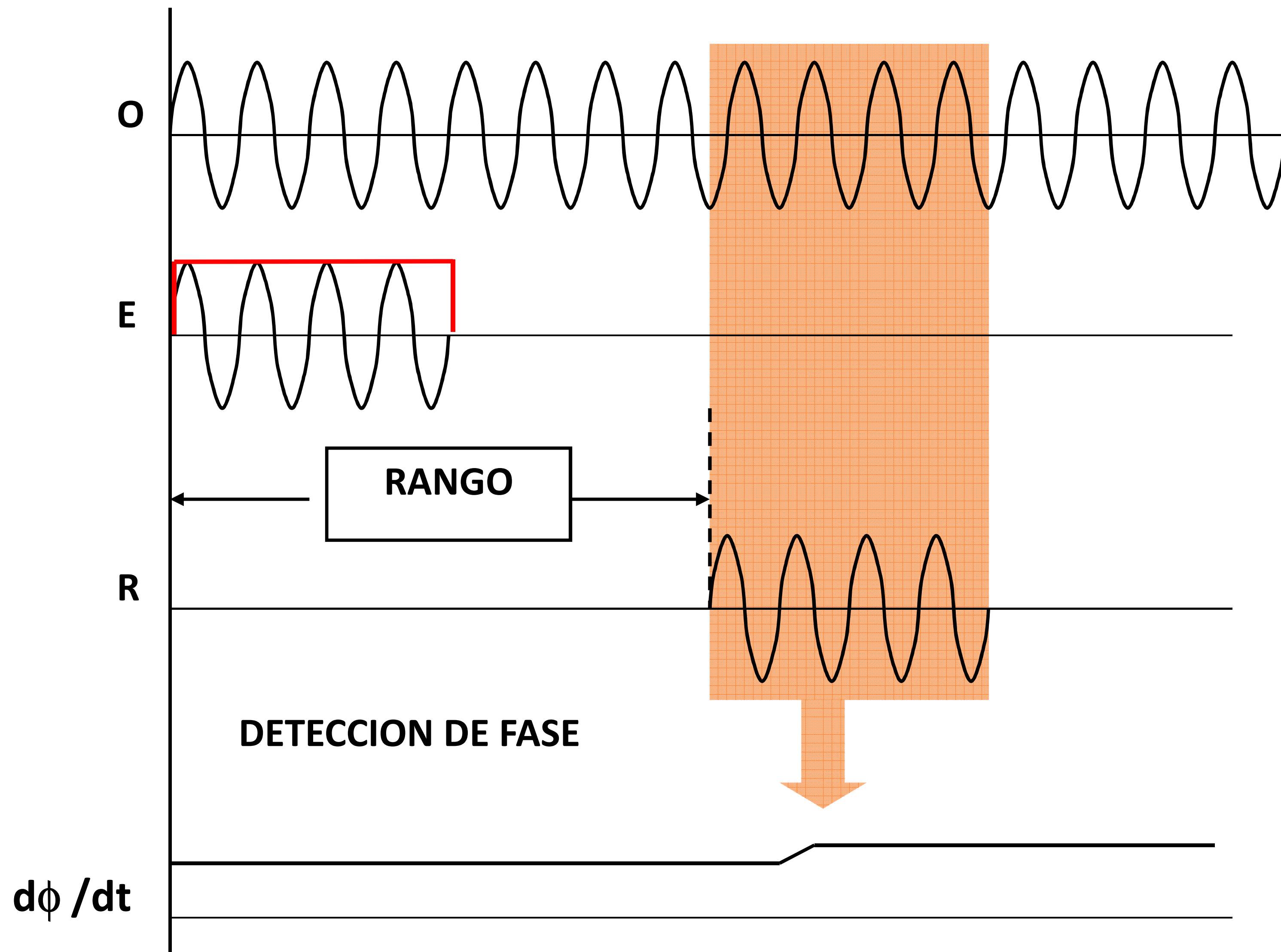


Resultado del uso de la Transformada de Fourier donde se aprecia una mala elección de la frecuencia de muestreo

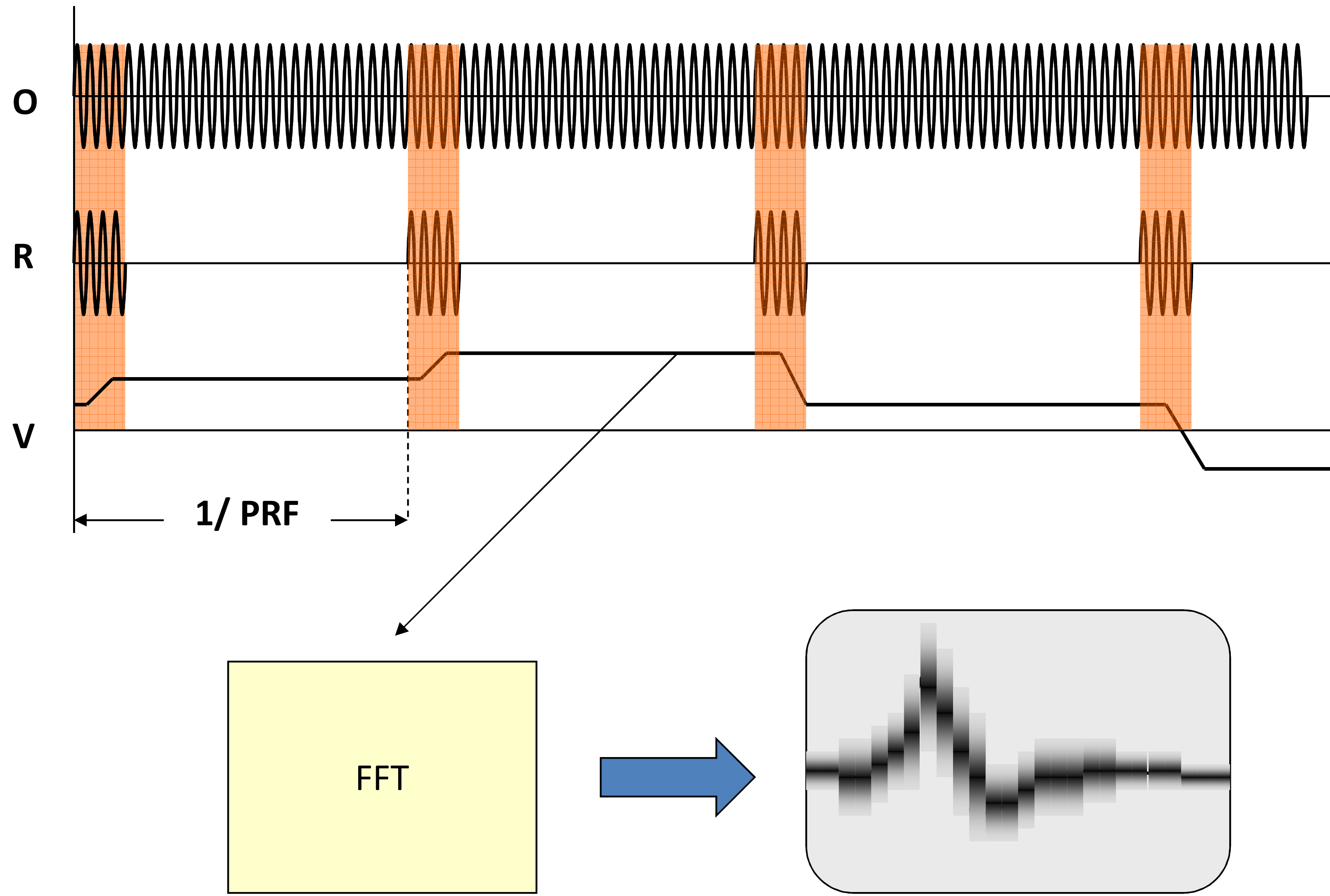
Proceso de Visualización



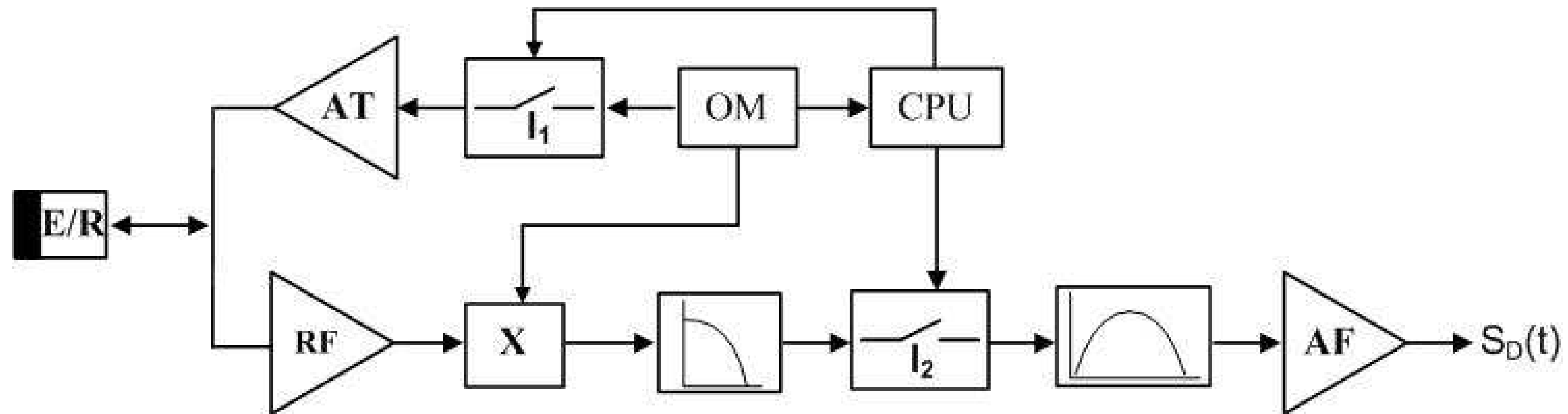
Concepto de Doppler Pulsado - PW



Operación del PW



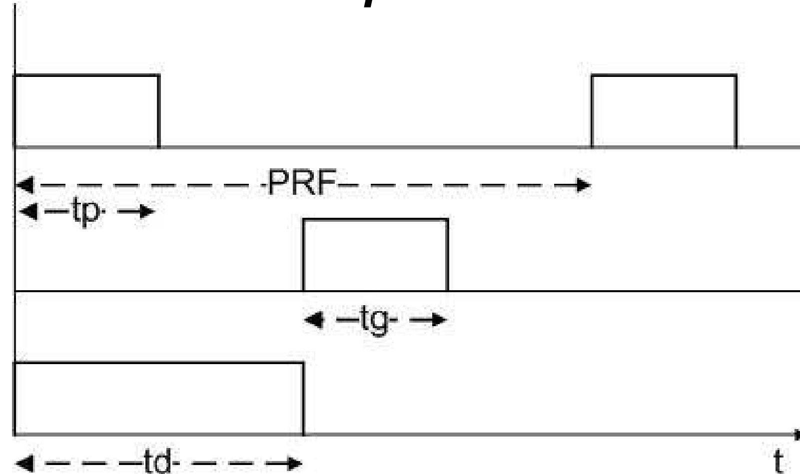
PW No direccional: Esquema en Bloques y Operación (1)



La señal a la salida del oscilador maestro (OM) pasa a través de una llave al driver de salida, que es controlada por la CPU. El intervalo de tiempo que la llave permanece cerrada para que pase un número completo de ciclos del OM depende del muestreo del sistema. El pulso resultante de RF es introducido a un amplificador de radio frecuencia y enviado al transductor emisor. Los ecos que se producen en el tejido retornan y son captados por el transductor receptor, son amplificados (RF) y se introducen en el mezclador X para realizar la demodulación. A continuación pasan por un filtro pasa bajos que elimina la componente de RF y son muestreados con la llave L_2 la que se encuentra abierta durante la transmisión. Esta llave es en realidad un circuito de muestreo y retención. A la salida del muestreador hay un filtro anti aliasing (pasa banda), para suprimir las señales espurias que introduce el muestreo. Finalmente, un amplificador de baja frecuencia da los niveles de ganancia necesarios.

PW No direccional: Esquema en Bloques y Operación (2)

Ventanas de tiempo en PW



El diagrama muestra el pulso de transmisión de duración t_p, la ventana de tiempo tg en la que se encuentra trabajando la llave L_2 y la ventana temporal desde que se habilita la transmisión y se abre L_2. Definiendo con d_1 la distancia comprendida entre el transductor y el inicio del rango, entonces,

$$d_1 = \frac{c\left(t_d - t_p\right)}{2}$$

donde: c es la velocidad del sonido en el medio. De forma similar se define d_2 como la distancia entre el transductor al final del rango de medición

$$d_2 = \frac{c\left(t_d + t_g\right)}{2}$$

Por lo tanto el rango puede ser expresado como: $d_r = d_2 – d_1$, reemplazado, se tiene:

$$\boxed{d_r = \frac{c\left(t_g + t_p\right)}{2}}$$

donde: d_r es la demora entre la transmisión y la habilitación de L_2. Se puede demostrar que si se tiene la mejor sensibilidad para una resolución axial una dada. Para $t_g > t_p$ la sensibilidad decrece debido a la posibilidad de cambios producidos por scatering de señales con oposición de fase

Ejemplo PW No direccional

Para un sistema PW que trabaja a 5 MHz a una profundidad inicial de 1 cm en un medio con c = 1600 m/s. Determinar los tiempos de trabajo definidos en las ***Ventanas de tiempo en PW*** (Transparencia anterior).

Como f_o = 5 MHz, el periodo t_o = 0,2 us. Suponiendo que se adopta que el pulso de excitación tenga un ancho t_p = 10 t_o, t_p = 2 us. Teniendo en cuenta lo visto, si se toma t_g = t_p, t_g = 2 us.

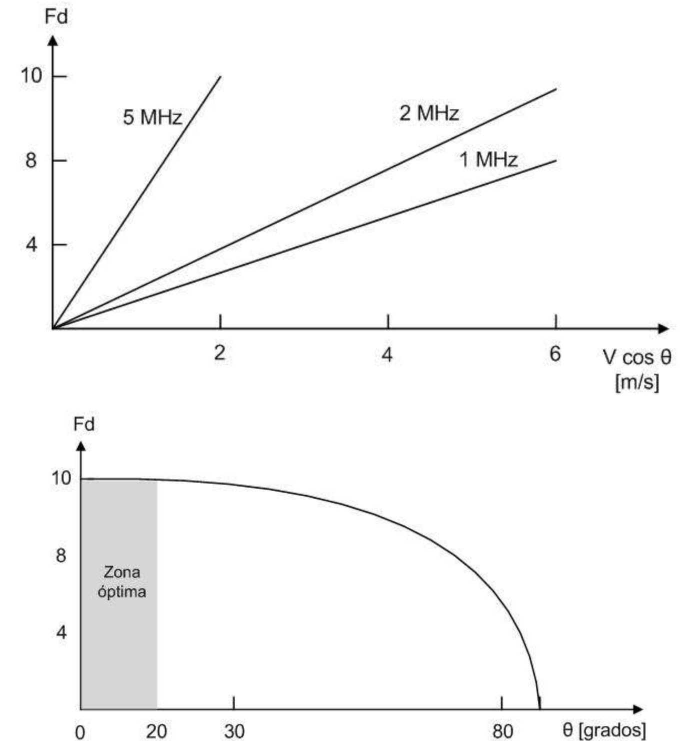
Por otra parte, el tiempo necesario para penetrar 1 cm, es de 6.25 us, entonces t_d = 6,25 us.

Finalmente, para el periodo de repetición del ciclo, PRF se tiene en cuenta que, después de la primera reflexión si se espera un tiempo igual a t_d, no existirán ecos por la atenuación del medio por lo que PRF será:

$$PRF = 2\left(t_g + 2t_d\right) = 29us$$

PW No direccional: Estimación de la velocidad y el ángulo de incidencia

Si se grqficq en función de la frecuencia de trabajo y de la velocidad del sonido en el medio en cuestión, obtenemos para 1, 2 y 5 MHz las siguientes gráficas:



Además de la frecuencia de trabajo, el ángulo con que el haz de ultrasonido incide sobre el tejido influirá en f_d. Evidentemente v cos θ será máximo para θ = 0º y cero para θ = 90º tal como lo indica la Fig. 10.16. El transductor no puede colocarse a θ = 0º, entonces, debe buscarse el menor ángulo posible para obtener la mayor sensibilidad.

$$0 < \theta \leq 20^0$$

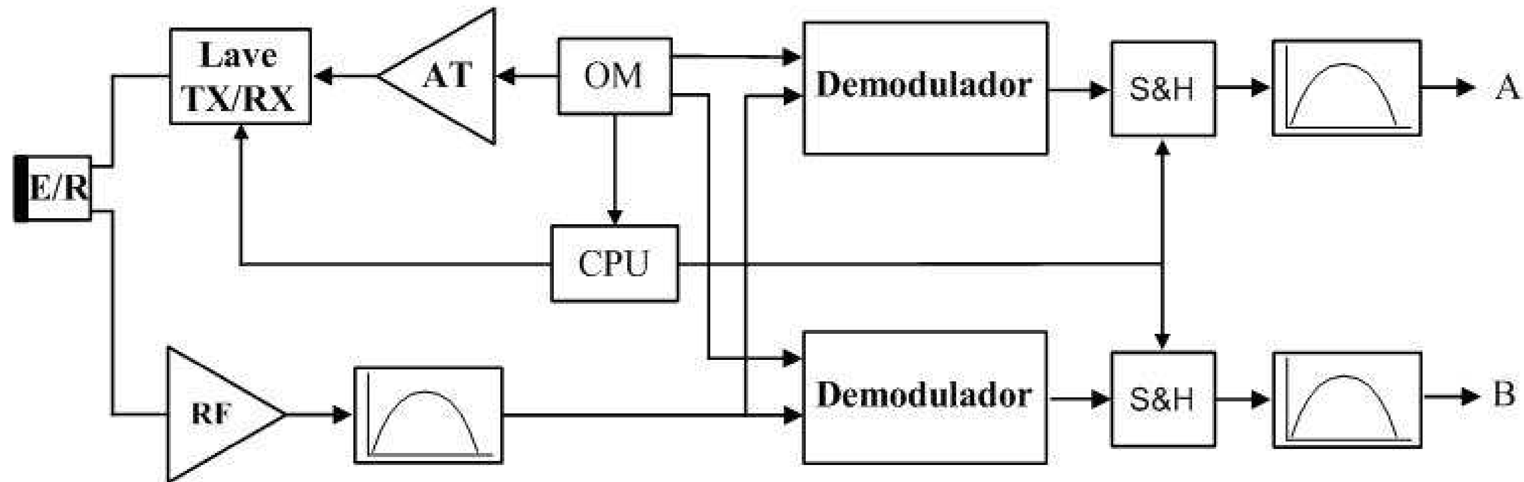
El cómputo de la velocidad se realiza con la expresión ya vista

$$V = \frac{F_d \cdot c}{2 f_0 \cos\theta}$$

Si mantenemos constante c, f_0, cos θ y definimos una constante como cte = c/2 f_o cos θ, entonces,

$$V = cte \cdot F_d$$

PW direccional: Esquema en Bloques y Operación (1)



Básicamente se trata del sistema no direccional al que se ha agregado un demodulador, una unidad de muestreo y retención y un filtro pasa banda (antialiasing). Las unidades de muestreo y retención reemplazan a la llave L_2 . Los filtros de hasta 8 polos están encuadrados en una ventana frecuencial comprendida entre l00 y 800 Hz. Estos sistemas posen gran bW e alto slew rate.

Las señales provenientes de cuerpos en estado estacionario y de pequeñas señales de los mismos en movimiento son amplificadas con la misma ganancia, el receptor requiere de un gran rango dinámico para evitar saturación de señales provenientes de las paredes de las arterias. Por ello, el receptor debe tener también la capacidad de recuperarse rápidamente de la saturación y disponer de un ancho de banda que es inversamente proporcional a la resolución axial del sistema.

Limitaciones del PW Direccional (1)

El Doppler pulsado presenta dos grandes limitaciones: en primer lugar, igual que el CW la desviación Doppler es proporcional al coseno del ángulo que forma el haz ultrasónico con el flujo sanguíneo. Si el haz es paralelo al flujo, el ángulo es cero y el coseno 1, de manera que la desviación Doppler representa verdaderamente la velocidad del flujo. Con otros ángulos, esta premisa ya no es cierta. En la práctica no se utilizan ángulos mayores de 20º ya que producen estimaciones del flujo significativamente más bajos de lo que son en realidad.

Ejemplo

Estimar el error cometido en una medición cuando el ángulo que forma el haz ultrasónico y el flujo es de 2, 5, 20 30 y 45 grados. El instrumento está calibrado para la condición ideal, θ = 0 grados. Para esta condición, V = 0.5002 m/s, f_d = 3.126 kHz, f_0 = 5 MHz y c = 1.600 m/s. Por lo visto, se tiene:

$$V_{2^0} = 0{,}5005, V_{5^0} = 0{,}5021,\ V_{20^0} = 0{,}5323,\ V_{30^0} = 0{,}5775,\ V_{45^0} = 0{,}707$$

En función de estas cifras, se deja que el alumno estime el error cometido para $\theta > 0$.

En segundo lugar, la máxima velocidad del flujo que puede medirse viene determinada por la frecuencia con la que el sistema emite un pulso y abre la ventana de medición (t_d en la Fig. y por la profundidad a la que se encuentra el volumen de muestra. A frecuencias bajas, el volumen de muestra es pequeño, por lo que, la posibilidad de encontrar anormalidades en la velocidad y dirección de los eritrocitos es escasa. A frecuencias mayores puede ocurrir que un segundo impulso sea emitido antes de que el eco del primero haya llegado de retorno al transductor. Por otra parte, cuando mayor sea la profundidad a la que se encuentra la muestra, más tiempo tarda el eco en volver, por lo que puede ocurrir que, la señal de retorno sea interferida por un nuevo pulso antes de que pueda ser captada por el transductor.

Limitaciones del PW Direccional (2)

En la práctica, la máxima velocidad del flujo sanguíneo que puede ser determinada sin ambigüedad, viene dada por el límite de Nyquist que está dado por la frecuencia de repetición de pulso y la profundidad de la muestra. Si este límite se supera, se produce una saturación de la señal o "aliasing". El aliasing ocurre a partir de los 0.40-0.60 m/s [4,6,7], siendo así que el flujo cardiaco normal puede alcanzar 1.5 m/seg y en algunas patologías hasta 6 m/s. En estos casos el PW no tiene utilidad y hay que recurrir al CW

Ambigüedad en la velocidad y en el rango

Desplazamiento Doppler ➡ comparar la relación de fase con la señal de referencia OM. El máximo cambio de fase que puede obtenerse entre dos pulsos está limitado al intervalo -π a +π radianes (las medidas angulares se repiten cada 2π radianes). Por lo tanto la frecuencia de muestreo debe ser por lo menos el doble de la componente de frecuencia más alta.

$$f_{d\max} = \frac{f_s}{2}$$

donde: f_{dmax} es el máximo desplazamiento Doppler que puede ser detectado sin ambigüedad y f_s la frecuencia de repetición del pulso o frecuencia de muestreo. V_{max} sin ambiguedad, es:

$$f_{d\max} = \frac{f_s}{2} = \frac{2 f_t V_{\max} \cos\theta}{c}$$

La posición de la llave L_2 está determinada por el tiempo de demora, entre la transmisión y el comienzo del tiempo de adquisición de la señal recibida. Hay ambigüedad en la determinación del rango debido a que las señales que arriban al transductor, pueden ser ecos resultantes del pulso de transmisión anterior, localizándose alrededor de:

$$dn = \frac{c\left(t_d + n t_s\right)}{2}$$

donde: n= 0 o entero positivo y ts tiene que ver con PRF

Limitaciones del PW Direccional (3)

Haciendo los reemplazos correspondientes, d_{max} y V_{max} a detectar sin ambigüedad:

$$d\max = \frac{c}{2 f_s}$$

$$V\max = \frac{c\, f_s}{4 f_t \cos\theta}$$

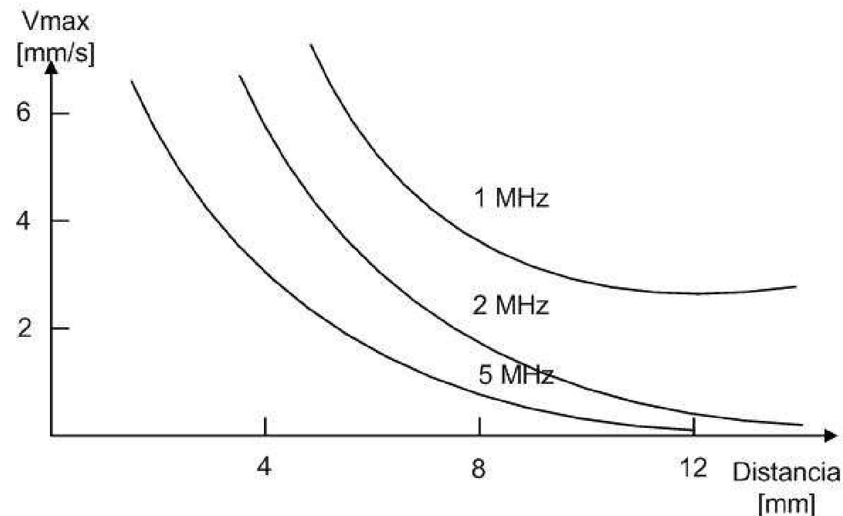
Se tiene que

$$d\max \cdot V\max = \frac{c^2}{8 f_t \cos\theta}$$

se trata de un sistema acoplado, donde se debe lograr una situación de compromiso entre Vmax y la profundidad máxima de trabajo.

En la práctica, los fabricantes de equipos los diseñan de acuerdo a gráficas similares a

Es decir, Vmax = f(d) con f_o como parámetro



Ejemplo

A partir de los datos obtenidos en el ejemplo anterior, estimar la d_{max} y V_{max} para que no exista ambigüedad si f_o = 5 MHz. Remplazando valores:

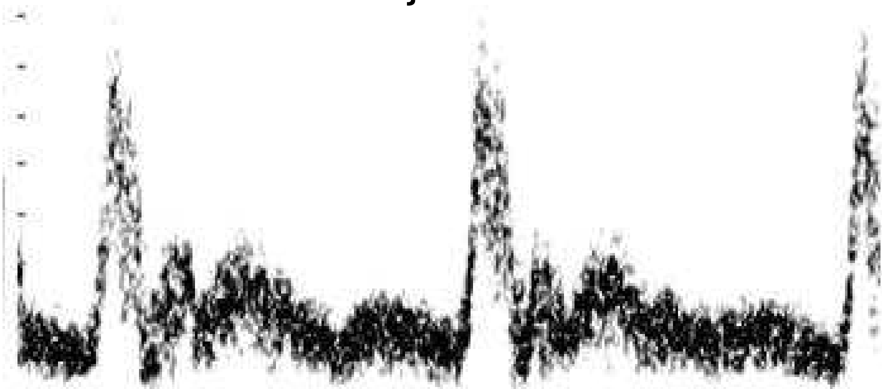
f_{dmax} = 17,24KHz
d_{max} = 23,2cm
V_{max} = 2,8m/s

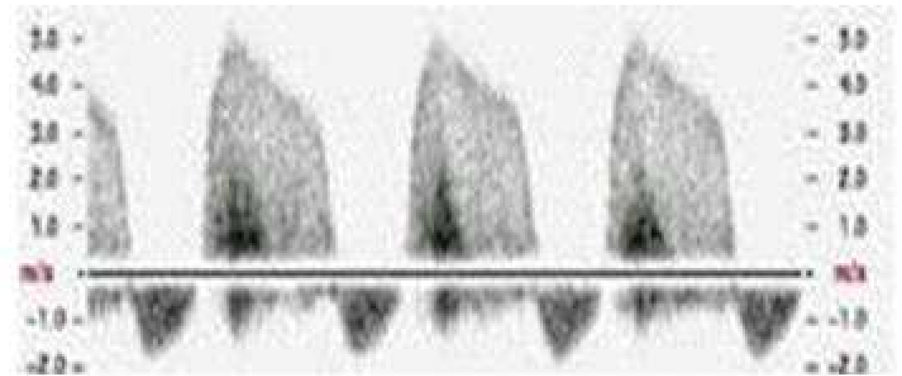
Resumen de las diferencias entre CW y PW

Técnica	Doppler Continuo (CW)	Doppler Pulsado (PW)
Ventajas	Brinda distribución de velocidades de los glóbulos rojos	Brinda distribución de velocidades de los glóbulos rojos
	Permite determinar velocidades máximas, mínimas y promedio	Permite determinar velocidades máximas, mínimas y promedio
	Presenta variación temporal del flujo	Presenta variación temporal del flujo
	Mejores posibilidades de acceso a zonas pequeñas	El volumen de la muestra puede definirse a diferentes profundidades
	Emite y recibe continuamente	Permite estudiar sitios determinados: resolución de rango
	Puede medir altas velocidades	
Desventajas	No tiene información de profundidad	La velocidad máxima está limitada por la profundidad: se produce aliasing
	No permite estudiar sitios determinados: ambigüedad de rango	Siempre requiere información ecocardiográfica para ubicar su posición
		Emite y espera el regreso del eco para hacerlo nuevamente

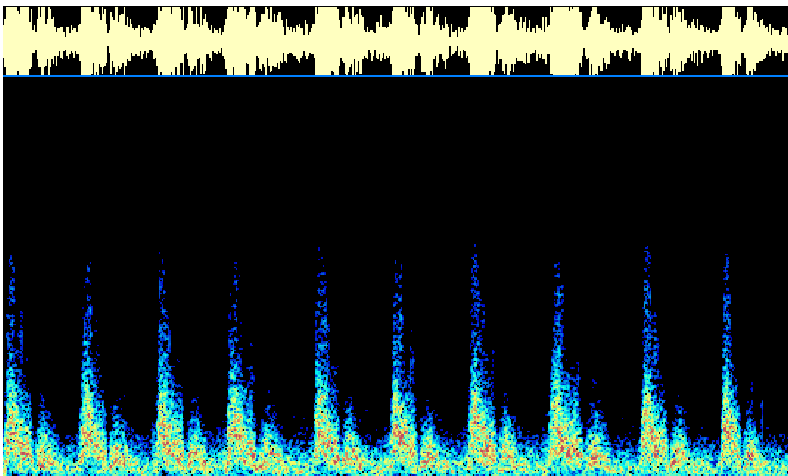
Algunos Ejemplos

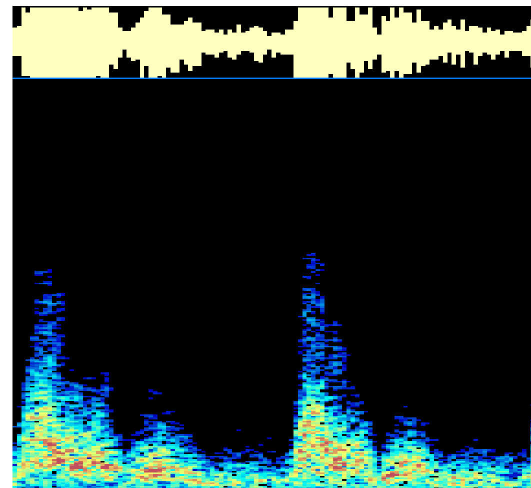
A la izquierda un eco doppler normal, a la derecha, un eco doppler anormal. Se observa, por un lado, el ensanchamiento de la base del registro y por otro, el incremento del reflujo





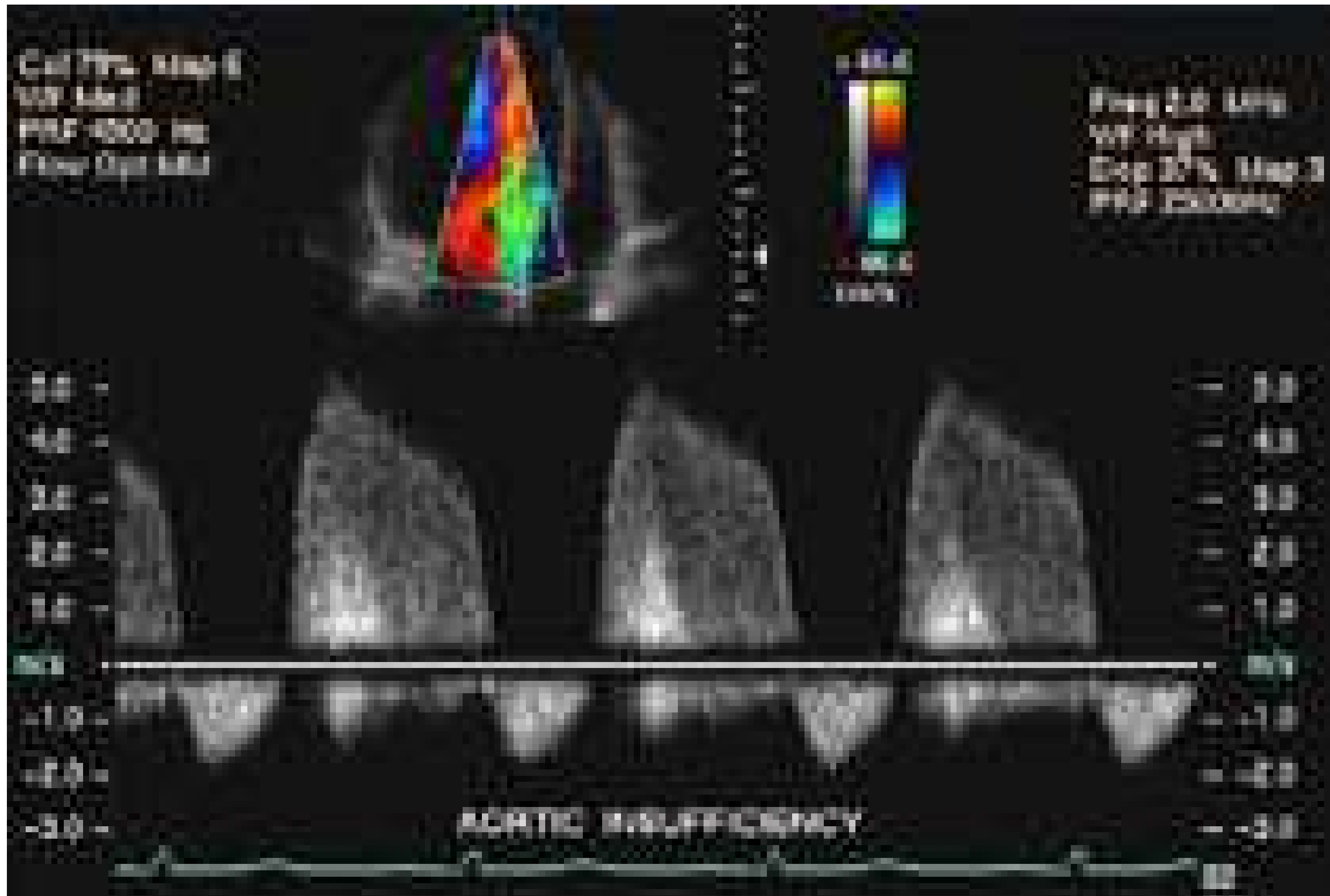
Ejemplos de Eco doppler





Ayudas al Diagnóstico

Ecografía modo B + eco Doppler imagen+ flujo + onda de pulso



Otras Limitaciones del PW Direccional

La máxima velocidad del flujo que puede medirse viene determinada por la frecuencia con la que el sistema emite un pulso y abre la ventana de medición (*td*) y por la profundidad a la que se encuentra el volumen de muestra.

A frecuencias bajas, el volumen de muestra es pequeño por lo que la posibilidad de encontrar anormalidades en la velocidad y dirección de los eritrocitos es escasa.

A frecuencias mayores puede ocurrir que un segundo impulso sea emitido antes de que el eco del primero haya llegado de retorno al transductor.

Por otra parte, cuando mayor sea la profundidad a la que se encuentra la muestra, más tiempo tarda el eco en volver, por lo que puede ocurrir que la señal de retorno sea interferida por un nuevo pulso antes de que pueda ser captada por el transductor.

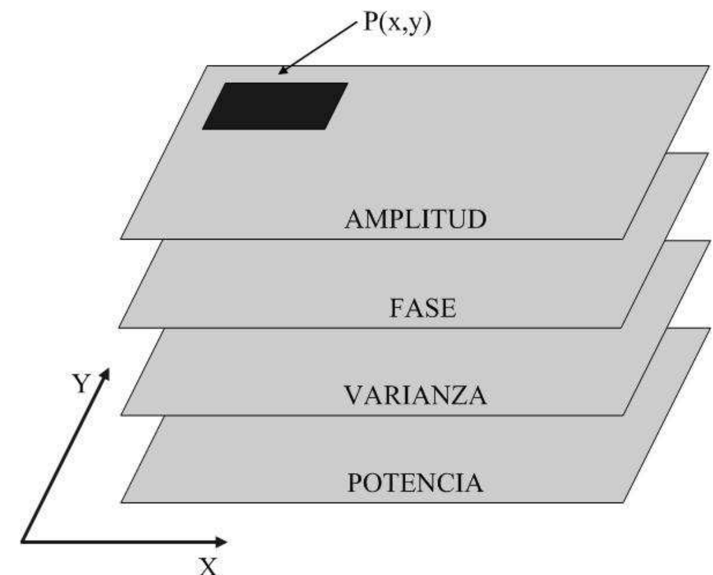
En la práctica, la máxima velocidad del flujo sanguíneo que puede ser determinada sin ambigüedad viene dada por el límite de Nyquist determinado por la frecuencia de repetición de pulso y la profundidad de la muestra. Si este límite se supera se produce una saturación de la señal o "aliasing".

Variantes de PW (1)

Existen tres variantes básicas:

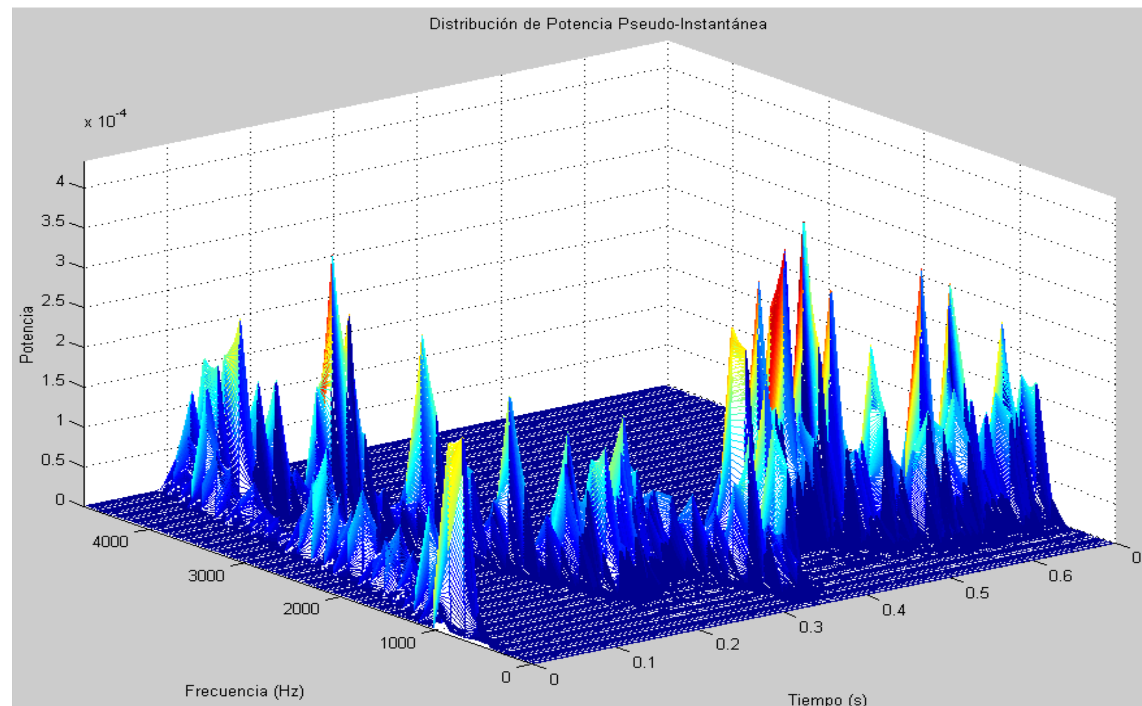
- Doppler Color
- Doppler de Energía
- Doppler de Pared

El Doppler Color (DC) utiliza el efecto Doppler generado por los glóbulos rojos en movimiento, utiliza el color para codificar la frecuencia de corrimiento Doppler. El color y los diferentes tonos de los mismos son determinados por la dirección y la magnitud del cambio de frecuencia.
Para codificar la turbulencia se usa la varianza, la que expresa las desviaciones de las diferentes velocidades presentes con respecto a la media.
Como generalmente la profundidad y la resolución de velocidad son los parámetros más importantes, éstos se mantienen sacrificando el ángulo sectorial, la frecuencia de imagen y la densidad de líneas. Los mapas en color del flujo se superponen sobre los ecocardiogramas que se muestran en gris.



Variantes de PW (2)

El Doppler de Potencia no tiene problemas de aliasing ni dependencia angular, permite determinar el flujo de pequeños vasos y de baja velocidad. Recibe diferentes nombres: Color Power Doppler, Ultrasound Angio, Color Doppler Energy, Color Power Angio. Asigna valores a diferentes amplitudes de la señal Doppler. La amplitud está determinada por la concentración de los dispersores (eritrocitos) que producen el desplazamiento de frecuencia. La **amplitud** está **relacionada con el volumen en movimiento**. Integra el área bajo el espectro. La ventaja respecto a otros modos es la presentación uniforme del flujo, aún en aquellas zonas de incidencia normal. Sin embargo se pierde información de dirección, velocidad y característica del flujo.



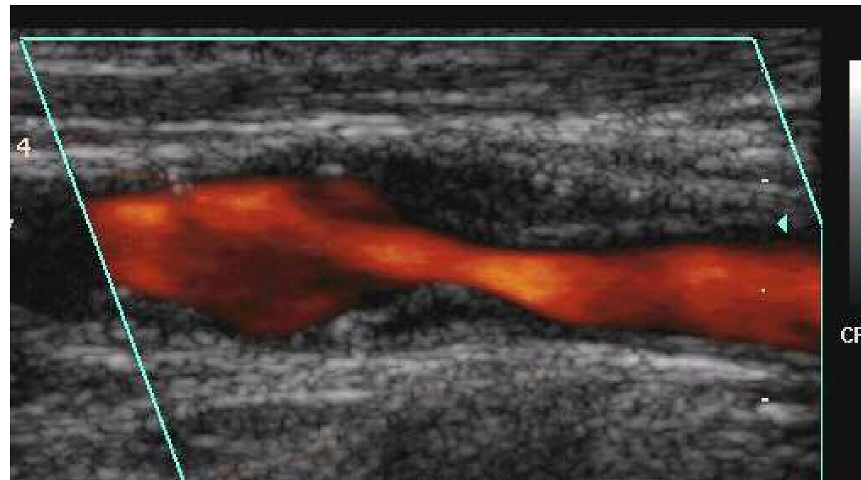
Variantes de PW (3)

Técnica	Doppler Color	Doppler de Potencia
Ventajas	Brinda distribución espacial de las velocidades	Brinda distribución espacial de las partículas en movimiento
	Permite calcular para cada ubicación el valor medio, la varianza y el signo de la velocidad	Determina presencia del flujo
		Es independiente del ángulo
		No se produce aliasing
		Mejora la sensibilidad
Desventajas	No realiza una caracterización completa del flujo	No permite evaluar ninguna característica del flujo

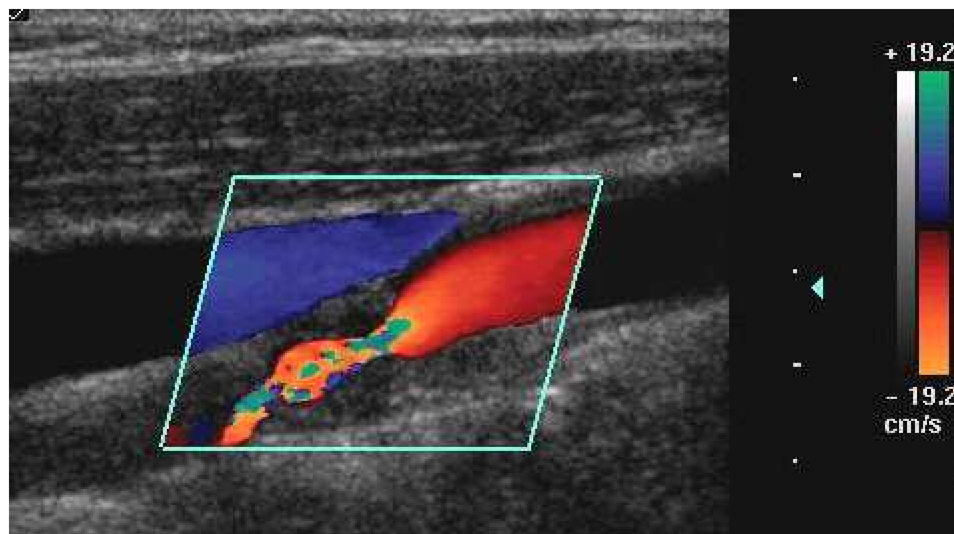
El Doppler Pared realiza el análisis del *movimiento de las paredes cardíacas*, donde se tiene *baja velocidad y alta amplitud del flujo*, a diferencia del resto del organismo donde se tiene alta velocidad y baja amplitud. Debido a que se trata de *flujo turbulento y rotacional*, el sistema dispone de filtros de amplitud para suprimir las señales producidas por el flujo, en general se tratan de filtros adaptivos.

Ejemplos de Combinación Doppler-Imagen

PRF = 1.5 KHz



PRF = 3 KHz



Referencias

Cañas, J. A. Sistema Detector de Latidos Cardíacos Fetales. Tesis de Maestría. Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, La Habana, Cuba, 1998.

Latti, B. P. Introducción a la teoría y Sistemas de comunicación. Ed. Limusa, 1974.

Evans, D. H. Doppler Ultrasound. John Wiley & Sons, Ltd, 2000.

Fritsch, C. Principios de Ecografía Doppler para Aplicaciones Médicas. RITUL Curso de Posgrado, La Rábida, Sevilla, España. 2002.

Christensen, D. A. Ultrasonic Bioinstrumentation. John Wiley & Sons, 2000.

Veca, A., Accolti, E. Ultrasonido para Ingenieros y Estudiantes de Ingeniería. Capitulo X. http://dea.unsj.edu.ar/ultrasonido



Aplicaciones Industriales del Ultrasonido
Ultrasonido para Uso Médico



Prof. Dr. Angel C. Veca

Marzo 2018

Tema VII
Ultrasonido de Potencia

TEMARIO

Introducción

A diferencia de las áreas de los END y del diagnostico médico, los transductores para potencia necesitan de un tratamiento diferente. Los primeros, están constituidos por una cerámica, un material reflector (baking), un circuito para adaptación de impedancias y en algunos casos de una línea de demora o zapata para realizar incidencia angular. En el caso de los transductores para potencia, la realidad es un poco diferente. Por un lado, se necesitan al menos dos cerámicas y a continuación de éstas se deben acoplar dos masas metálicas, que en general son de materiales y dimensiones diferentes. Para que el transductor sea operativo en lo que respecta a la máxima potencia entregada al medio, se necesita por un lado, disponer de un circuito pasivo para la adaptación de impedancia entre éste y el generador de señal y por otro, de un tornillo o perno que mantiene al conjunto cerámica-masas unido con una tensión mecánica específica.

Las cerámicas piezoeléctricas presentan mejores factores de conversión electromecánica que los materiales para transductores magnetoestrictivos. En estos últimos, los campos alternos dan lugar a corrientes parásitas, que producen pérdidas muy dependientes de la frecuencia y de las corrientes parásitas inducidas en el material y que son de considerable magnitud. Por ello, los transductores magnetostrictivos son dispositivos especialmente orientados para trabajar en baja frecuencia entre 20 y 25 kHz. Los componentes metálicos usados en la construcción del transductor modifican y afectan a la capacidad de potencia y rendimiento del mismo. En general el empleo del aluminio, duraluminio y acero son los materiales metálicos que más se usan en los transductores de potencia.

Introducción

Las aplicaciones del ultrasonido se clasifican generalmente en dos grandes grupos que se refieren, respectivamente, al uso de bajas y altas intensidades. La mayoría de las aplicaciones del ultrasonido de potencia se llevan a cabo en el campo de frecuencia entre ***18 y 200 kHz*** y con intensidades acústicas que varían desde aproximadamente ***0,1 W/cm² hasta varios KW/cm²*** permitiendo obtener altas aceleraciones y concentración de energía en medios de muy diversa naturaleza.
Se los puede clasificar en dos áreas perfectamente definidas:

Los que producen modificaciones permanentes en el medio sobre el que se actúa. Existe una amplia gama de procesos que pueden ser provocados mediante ultrasonido de potencia. Los más importantes en el área industrial son: mecanización, soldadura, formación de metales, etc. en medios sólidos; limpieza, aceleración de reacciones químicas, emulsificación, atomización, desespumación, secado, aglomeración de aerosoles, etc. en medios fluidos. En el área de la medicina se emplean en la eliminación de cálculos como es el caso de la litotricia.

Los que no producen modificación **alguna en el medio sobre el que se actúa.** El caso típico de esta aplicación es la del SONAR. La energía acústica enviada al medio se emplea para determinar si en su trayecto existe algún elemento que produzca un eco. Se emplea en la detección de banco de peces y como ayuda a la navegación. La potencia del sistema se utiliza para compensar la atenuación debida a la distancia y a la reflexión sobre el blanco.

Materiales para Transductores de Potencia

1. **Cerámicas piezoeléctricas**
2. **Materiales piezomagnéticos**

Diferencia ente materiales piezoeléctricos y piezomagnéticos

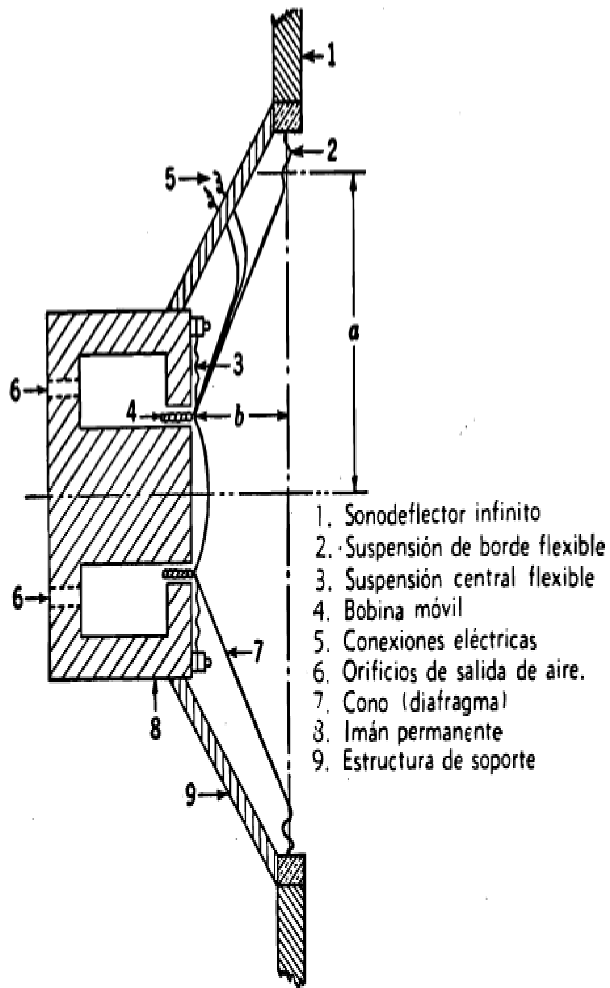
	Cerámica piezoeléctrica	Niquel-cobalto	Terfenol
Factor de acoplamiento	0,7	0,5	0,7
Máxima deformación (ppm)	200	35	1000
Módulo de Young (Gpa)	74	190	26
Densidad (g/m^3	7,5	8,9	9

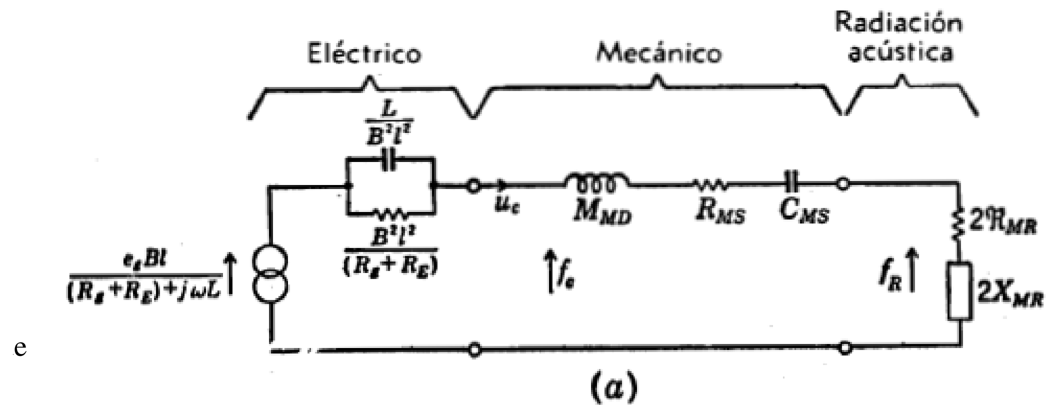
Componentes metálicos

Material	Módulo de Young (10^{11}N/m^2)	Densidad 10^3Kg/m^3	Velocidad del Sonido (m/s)	Resistencia a la Fatiga (10^7N/m^2)	Máxima deformación (10^{-3})
Aleación de Ti (Ti-6A1-4V)	1,06	4,4	4900	72	6,8
Duraluminio	0,74	2,8	5130	19	2,6
Aluminio-bronce	1,43	8,5	4070	37	2,6
Latón	0,89	8,4	3240	15	1,5
Acero de herramientas	2,2	7,8	5200	55	2,5

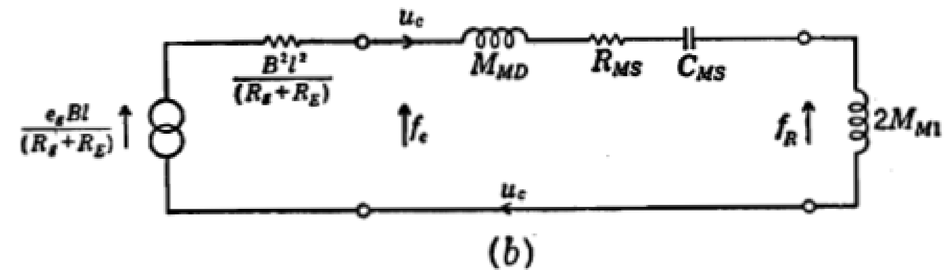
Variantes de Transductores de Potencia (1)

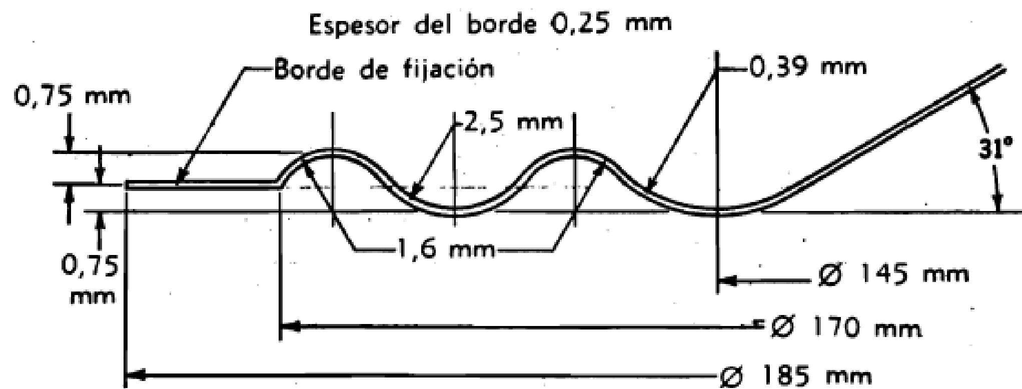
Ejemplo de Transductores Electromagnéticos





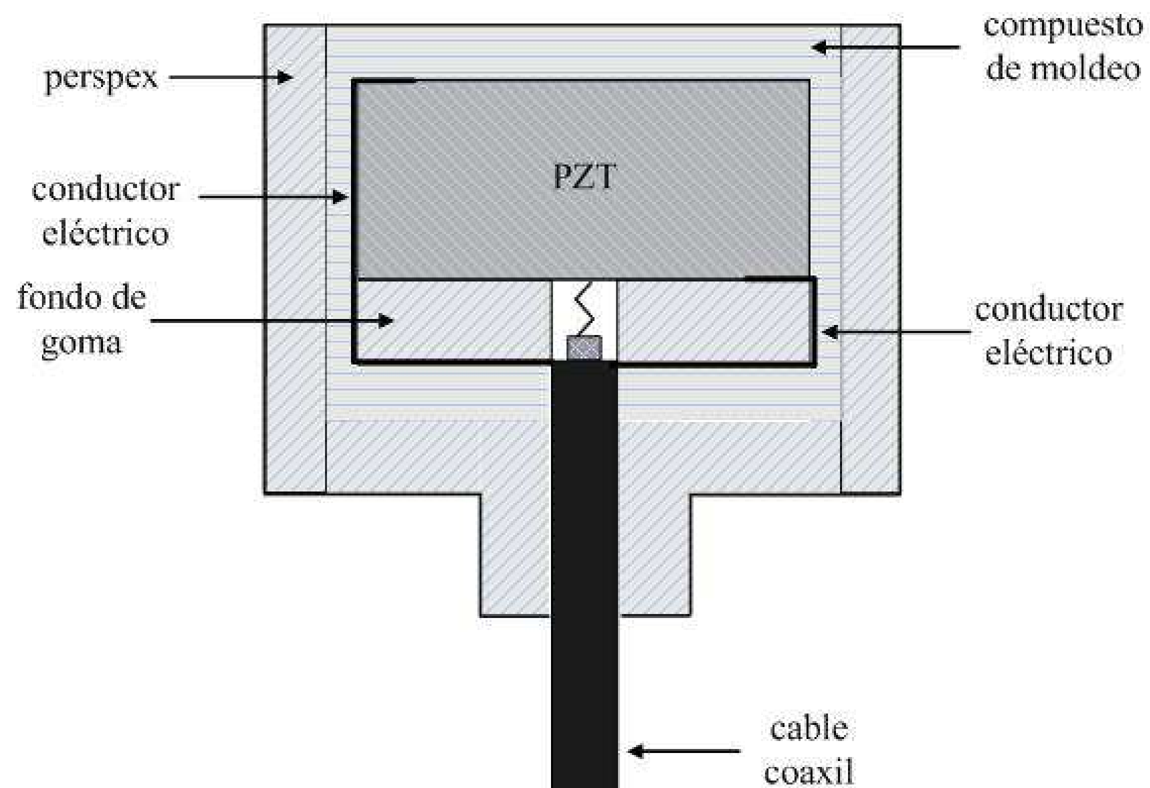
e





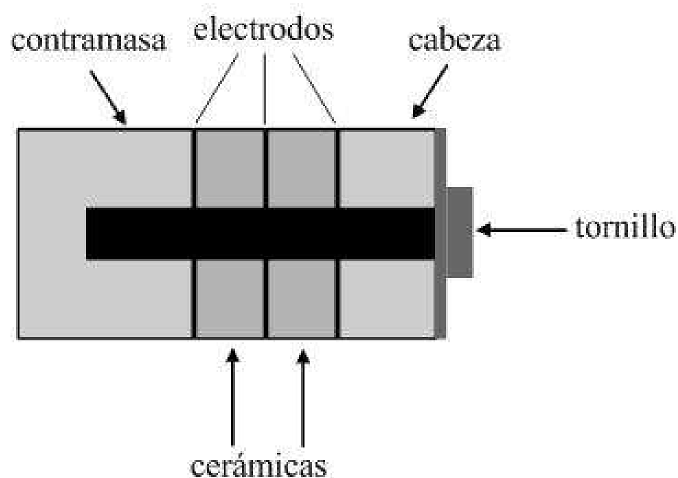
Variantes de Transductores de Potencia (2)

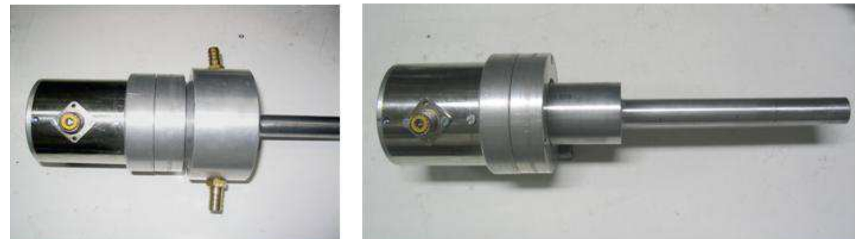
Transductor Piezoeléctrico para Sonar



Transductor Langevin (1)

El transductor piezoeléctrico más característico empleado en aplicaciones de potencia es el que se conoce como transductor Langevin, cuya estructura proviene de la de un transductor piezoeléctrico de cuarzo diseñado originalmente por Langevin para producir cavitación. Cuando se emplearon por primera vez las cerámicas piezoeléctricas para traductores ultrasónicos de banda estrecha a bajas frecuencias, el transductor consistía en un simple bloque cerámico. Sin embargo, esta solución no resultó ser muy útil debido a la baja resistencia mecánica, a la tensión de las cerámicas y a las dimensiones necesarias para que el bloque cerámico fuese resonante a bajas frecuencias. Este transductor, consta de una estructura formada por dos anillos cerámicos del mismo espesor, dispuestos entre dos cilindros metálicos, formando una estructura que vibra extensionalmente a media longitud de onda. Esta estructura queda fijada a través de un tornillo que aumenta la resistencia a la tensión de las cerámicas y permite trabajar a los distintos materiales como si fueran uno.

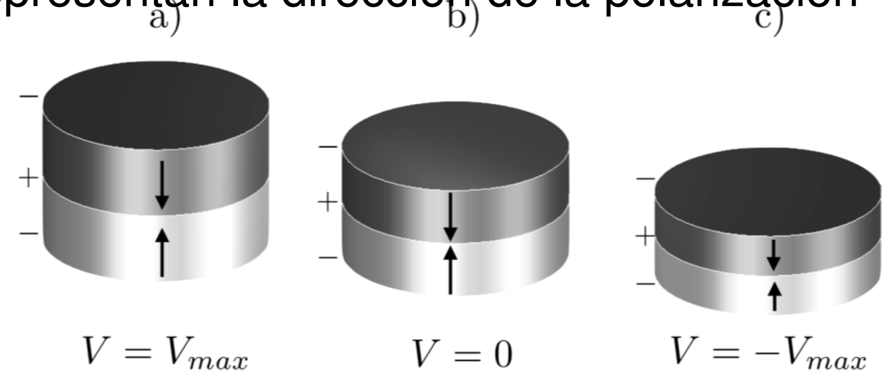




Ejemplo de transductores Langevin

Transductor Langevin (2)

Comportamiento de un par de discos piezoeléctricos conectados en serie con la polaridad longitudinal invertida. Las flechas representan la dirección de la polarización de los discos piezoeléctricos



Partes Constitutivas

Contramasa (Backing): Cilindro metálico posicionado en la parte trasera del transductor. El material debe poser ***alta densidad*** y actúa como un ***gran atenuador***, **absorbiendo *la energía*** que se produce en la ***parte trasera*** del mismo. De la ***adaptación*** de ***impedancias*** entre la ***contramasa*** y el ***elemento activo*** dependerá la ***resolución*** y la ***sensibilidad*** del transductor.

Buscando mejorar el ***acoplamiento acústico*** entre las ***cerámicas*** y los ***bloques metalicos*** y ***prevenir fallas*** por ***fatiga mecánica***, se ha visto la necesidad de ***aplicar*** una ***presión*** entre ***89 y 97 MPa*** para mantener unidas las masas metálicas con los cristales. Para ello se usa un tornillo central.

Cabeza (Matching): Cilindro metálico ubicado entre el elemento activo y el medio de transmisión, cuya ***función*** es de servir de ***transformador acústico*** acoplando las ***impedancias acústicas*** del ***elemento activo*** y ***el medio***. El ***espesor necesario*** para conseguir este efecto es de ***1/4 de la longitud de onda emitida***. El material más común para este tipo de placa es el ***aluminio*** con una Z de ***$17{,}1 \cdot 10^6$ Kg/m^2s***.

Transductor Langevin (3)

Análisis detallado de un transductor tipo Langevin

Como se desprende de lo visto, la base del transductor Langevin tiene como punto de partida el análisis de una barra sometida a esfuerzos cuando se la hace vibrar . donde se ponen de manifiesto las impedancias puestas en juego.



Impedancias
Za = Z aire
Zc = Z cerámica
Zce = Z cabeza
Zcm = Z contranmasa
Zm = Z medio

Se tiene:
Zcm >>> Za, Zcm > Zc, Zca >= Zc

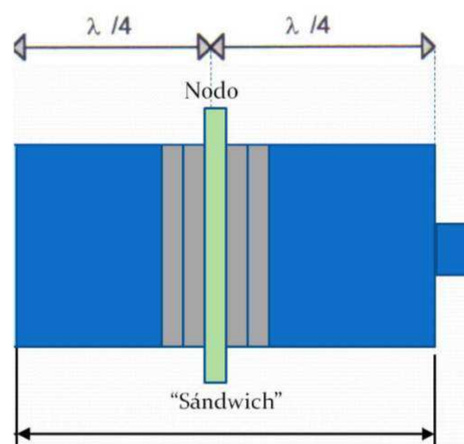
entonces:
Interfaz Zc – Zcm y Zc - Zca → Interfaces **Duras**
Interfaz Zcm - Za y Zca - Zm → Interfaces **Blandas**

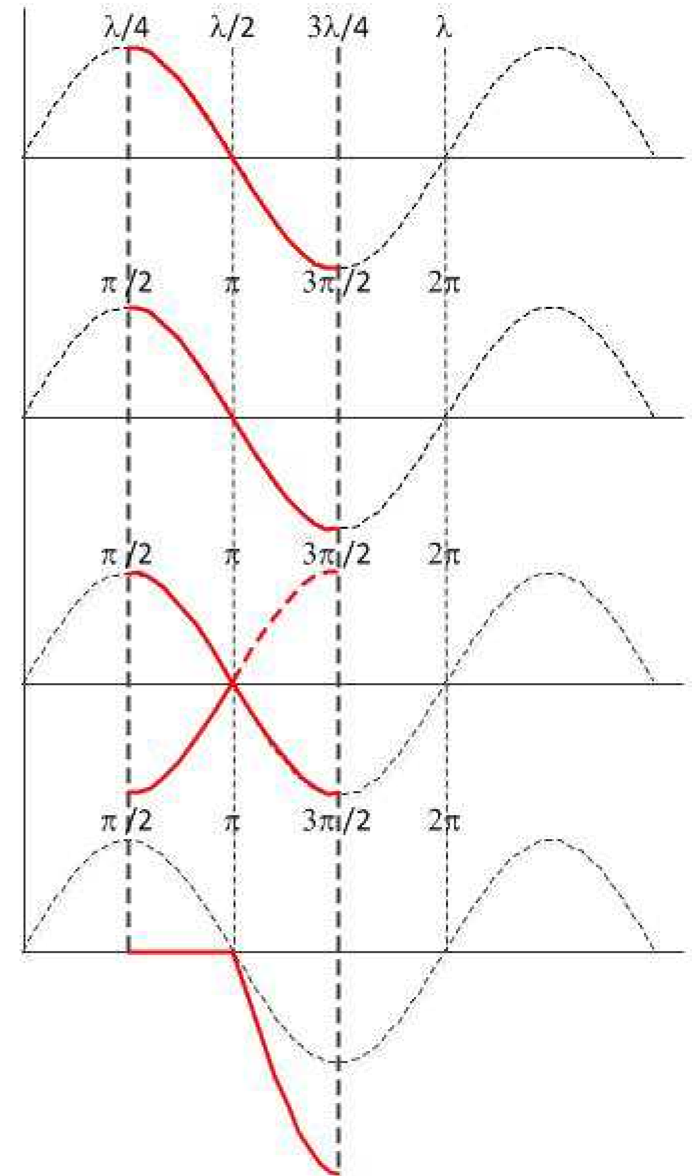
En la ***interfaz Zcm - Za*** existirá ***reflexión total*** y por lo tanto ***inversión de fase de la onda reflejada***

Transductor Langevin (4)

Acción de la contramasa

Las componentes reactivas han de cancelarse mutuamente. Entonces, el sistema vibrante contramasa-cerámica se comporta como una lámina $\lambda/4$. Cuando se excita al transductor, parte de la vibración producida se dirige hacia la cabeza radiante y parte a la contramasa. Como la longitud de la contramasa es de $\lambda/4$, *la señal* llega a la interfaz contramasa-aire con una diferencia de fase de $\pi/2$. En ésta se produce reflexión total. La onda reflejada llegará a la interfaz cerámica-cabeza radiante con una diferencia de fase de $3/2\pi$. La radiación hacia adelante se compone en fase con la reflejada en la cara trasera del transductor, incrementando de este modo, la radiación al medio.





Transductor Langevin (5)

Relacionando el transductor con ondas longitudinales en una barra, las impedancias contramasa-cerámica y cerámica-contramasa están dadas por:

$$Z_{cm-ce} = -j\,\rho_{cm}\,c_{cm}\,tg^{-1}(kl_{cm})$$

$$Z_{ce-cm} = -j\,\rho_{ce}\,c_{ce}\,tg(kl_{ce})$$

k es el número de onda, l espesor del medio considerado. Ambas ***impedancias*** son ***reactivas puras*** y se ***cancelan*** para un ***espesor de λ/4***

Dividiendo Zmc-ce por Zce-cm y multiplicando numerador y denominador por el área de cada elemento:

$$\frac{A_{cm}\,\rho_{cm}\,c_{cm}}{A_{ce}\,\rho_{ce}\,c_{ce}} = tg(kl_{ce})\,tg(kl_{cm}) \quad (1)$$

Ecuación de Langevin

La determinación de la longitud de la cabeza y contramasa del transductor está basada en el conocimiento de la longitud total de la oscilación, que debe ser de λ/2. En el caso de metales se la puede expresar como

$$l = \frac{\lambda}{2} = \frac{c_z(f, l/d)}{2\,f_r} \quad (2)$$

donde: c_z es la velocidad del sonido en una barra de metal de diámetro d y longitud l, fr la frecuencia de resonancia del transductor y $\lambda = v_z/fr$.

Transductor Langevin (6)

La longitud de un transductor simétrico se puede expresar como:

$$l^{'} = 2\,l_{cm} + 2l_{ca} \quad (2)$$

l_{cm} es la longitud de una de las masas, por ejemplo, la contramasa, entonces:

$$l_{cm} = \frac{1}{2}\left(l^{'} - 2\,l_{ce}\right)$$

A es una constante que depende del tipo de metal y de las cerámicas usadas, como también de la frecuencia de trabajo. Si en la expresión anterior se sustituye l' de la expresión (2):

$$l_{cm} = \frac{c_z}{4\,f_r} - A\,l_{ce}$$

Válida para l > d. En la práctica el valor de la cte. A se puede tornar un poco complicado, por ello, y como primera aproximación suele darle el valor de 0,5, quedando la Ecu. (2):

$$\boxed{l_{cm} = \frac{c_z}{4\,f_r} - 0.5\,l_{ce}} \quad (3)$$

Transductor Langevin (7)

Ejemplo

Se dispone de dos cerámicas con las siguientes características: ρ = 7500 kg/m³, módulo de Young (E) = 7,4*10¹⁰ N/m², diámetro externo 38,1 mm, diámetro interno de 12,7 mm espesor 6.35 mm, frecuencia de trabajo f = 22,5 kHz. El material de la cabeza y contramasa es acero inoxidable con un diámetro de 40 mm y ρ = 7715 kg/m³, módulo de Young (E) = 2,18*10¹¹ N/m². Determinar las dimensiones del transductor simétrico, primero de acuerdo a la expresión (1) y luego con la (2).

$$cce = \sqrt{\frac{E}{\rho}} = \sqrt{\frac{7{,}4 * 10^{10}}{7500}} = 3141 \ m/s \qquad ccm = \sqrt{\frac{2{,}18 * 10^{11}}{7715}} = 5315 \ m/s$$

$$Z = \frac{Z_{cm} \cdot A_{cm}}{Z_{ce} \cdot A_{ce}} = \frac{\rho_{cm} \cdot c_{cm} \cdot A_{cm}}{\rho_{ce} \cdot c_{ce} \cdot A_{ce}} = \frac{7715 \cdot 5315}{7500 \cdot 3141} \frac{A_{cm}}{A_{ce}} = 1{,}7406 \frac{(40 \cdot 10^{-3})^2 \pi / 4}{(38{,}1 \cdot 10^{-3} - 12{,}7 \cdot 10^{-3})^2 \cdot \pi / 4} = 4{,}31$$

Reemplazando Z en la (2)

$$l_{ca} = l_{cm} = \arctan g \left[\frac{Z}{tg(k_{ce}\, l_{ce})} \right] \cdot \frac{1}{k_{cm}}$$

$$lca = lcm = \arctan g \left[\frac{4{,}31}{tg\left(2\pi \cdot 22{,}5 \cdot 10^3 \cdot 6{,}35 \cdot 10^{-3} / 3141 \cdot\right)} \right] \cdot \cdot \frac{1}{2\pi \cdot 22{,}5 \cdot 10^3 / 5315} = 56{,}5 \cdot 10^{-3} m = 56{,}5 mm$$

$l_{ca} = l_{cm} = 56{,}5$ mm

Longitud total del transductor = 2*56.5 + 2*6,35 = 125,7 mm

Transductor Langevin (8)

A partir de la ecuación (3)

$$l_{cm} = \frac{c_m}{4\,f_r} - 0.5\,l_{ce}$$

C_m = 5315 m/s
f_r = 22,5 KHz
L_{ce} = 6,35 mm

$$l_{cm} = \frac{5315}{4 \cdot 22.5 \cdot 10^3} - 0{,}5 \cdot 6{,}35 \cdot 10^{-3} = 55{,}9\ mm$$

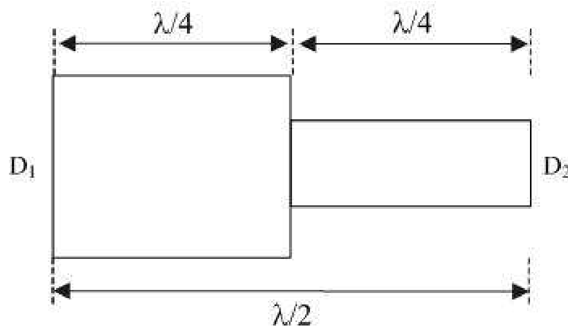
Longitud total del transductor = 2*55.9 + 2*6,35 = 124,5 mm

Al principio del proyecto, el error cometido con esta aproximación es aceptable.

Transductor Langevin (9)

Transductor + Amplificador Mecánico

Para este tipo de amplificador, la relación entre las impedancias y las velocidades está dada por:

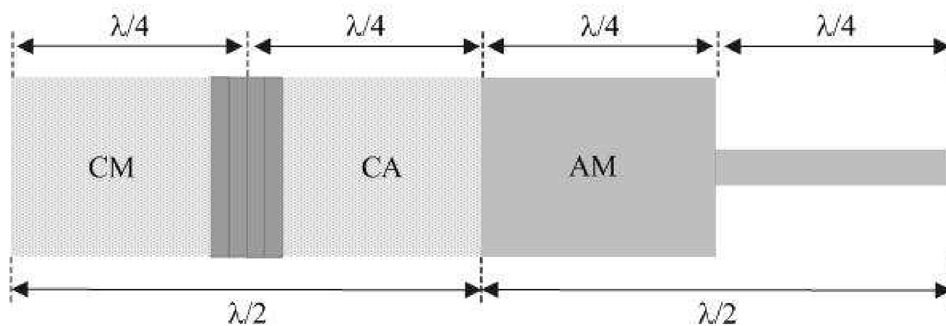


$$\frac{v_1}{v_2} = \frac{Z_2}{Z_1} = \frac{S_2 Y_2 c_1 \, tg\,(w_e / 2 c_2)}{S_1 Y_1 c_2 \, tg\,(w_e / 2 c_1)}$$

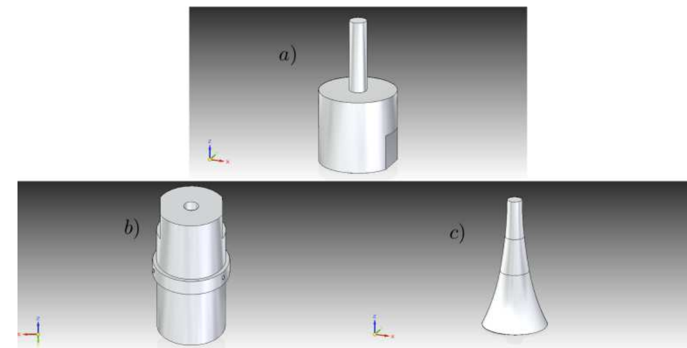
$$\boxed{\frac{v_1}{v_2} = \frac{Z_2}{Z_1} = \frac{S_2}{S_1}}$$

El factor de amplificación es la relación de áreas de los extremos del amplificador.
Si la relación $D_1/D_2 = 2$, la relación $v_2/v_1 = 4$

Transductor Langevin multicapa y terminado con amplificador mecánico

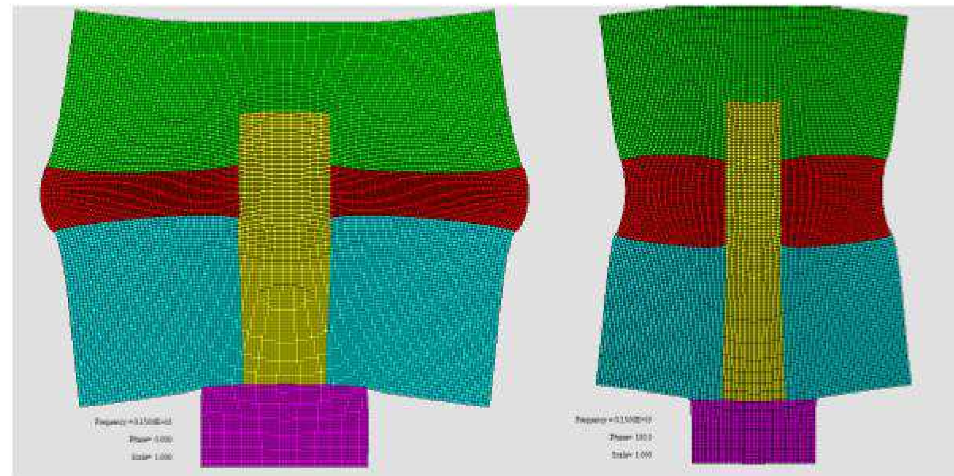


Ejemplos de modelos de amplificadores mecánicos

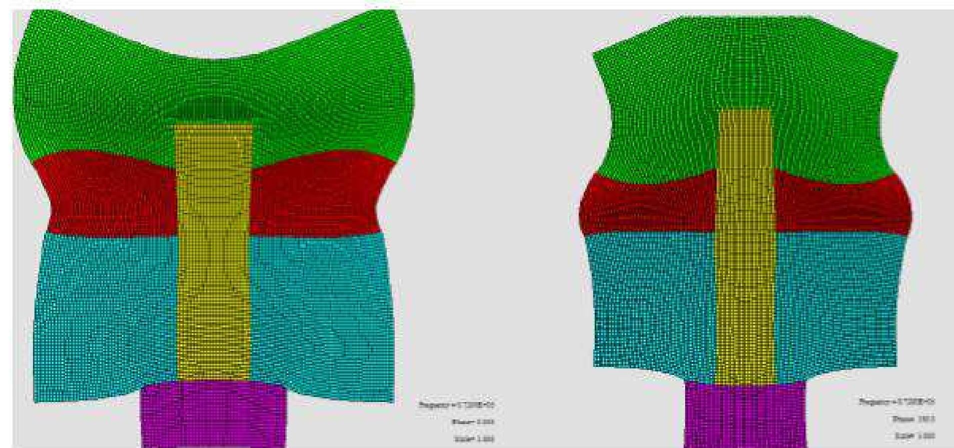


Transductor Langevin (10)

Ejemplos de simulación por elementos finitos de la deformación mecánica del transductor excitado



(a)

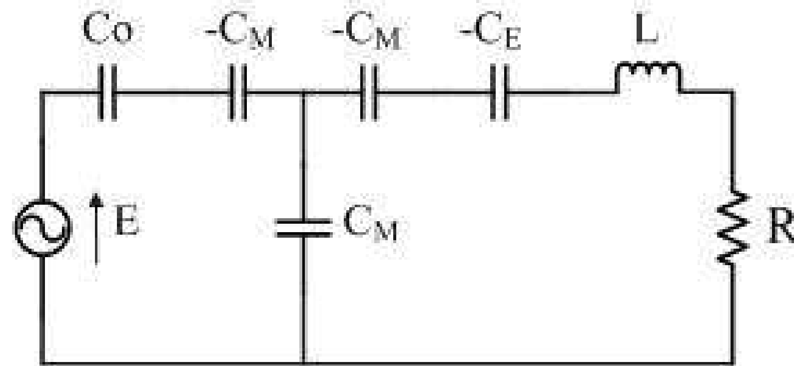


(b)

Transductor Langevin (11)

Introducción al modelado eléctrico de un transductor Langevin

Modelo de Mason de un transductor piezoeléctrico



E y C_0 son los elementos eléctricos del sistema, **C_E, L y R los mecánicos** y **C_M el electromecánico**. E es la diferencia de potencial aplicada a los electrodos de entrada del transductor. C_0 representa la capacitancia electrostática del capacitor formado por los electrodos y el material piezoeléctrico, todo asociado a la **permitividad del material ε_T**, que en el caso unidimensional se conoce como constante dieléctrica y ε_0 la permitividad del vacío

$$C_0 = \frac{\varepsilon_T \, \varepsilon_0 \, A}{l_p} \qquad L = \frac{4\,\rho_p \, l_p \, A}{\pi^2}$$

L es el equivalente mecánico de la masa de la cerámica, asociado a la energía inercial mecánica

$$C_E = \frac{s\, l_p}{A}$$

C_E es la capacidad de almacenamiento de energía potencial mecánica del material

Transductor Langevin (12)

Introducción al modelado eléctrico de un transductor Langevin (2)

Modelo de Mason de un transductor piezoeléctrico

$$C_M = \frac{\varepsilon_T \, \varepsilon_0 \, s}{d}$$

Es la razón de carga eléctrica aplicada a la cerámica y la fuerza requerida para que éste no modifique sus dimensiones, contrarrestando el efecto piezoeléctrico

Constante¤	definición¤	Unidades¤
¶ ¶ ¶ ¶ d¶ ¤	$\frac{desplazamiento\ dieléctrico\ desarrollado}{tensión\ mecánica\ aplocada}$ $E = constante$ $\frac{tensión\ mecánica\ desarrollada}{campo\ eléctrico\ aplocado}$ $T = constante$ ¤	$\frac{coulomb / metro^2}{Pa}$ o $\frac{C}{N}$ ¤ $\frac{metros / metro}{volts / metro}$ o $\frac{m}{V}$
¶ ¶ ¶ g¤	$\frac{campo\ eléctrico\ desarrollado}{tensión\ mecánica\ aplocada}$ $D = constante$ ¤ $\frac{tensón\ desarrollada}{desplazamiento\ aplicado\ al\ dieléctrico}$ $T = constante$	$\frac{Volts / metro}{Pa}$ o $\frac{Vm}{N}$ ¤ $\frac{metros / metro}{coulombs / metro^2}$ o $\frac{m^2}{C}$

Tabla·3.I.·Definición·de·las·constantes·d·y·g¶

Introducción al modelado eléctrico de un transductor Langevin (2)

Modelo de Mason de un transductor piezoeléctrico

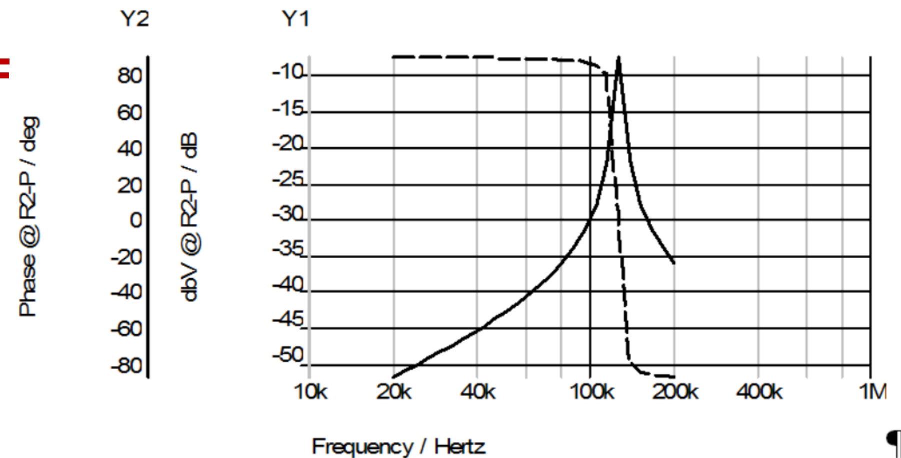
Ejemplo

Mediante la simulación del modelo Mason, obtener la respuesta en frecuencia de un transductor tipo PZT que tiene los siguientes parámetros: ε_T = 1750, ε_0 = 8,85*10^{-12}, ρ = 7500 Kg/m^3, σ = 0,3, kp = 0,55, k_{33} = 0.64, s = 7,4*10^{10}, diámetro interno (di) = 12,7 mm, diámetro externo (de) = 38,1 mm, espesor (lp) = 6.35 mm, d = 1,2*10^{-12} y R = 1,7 KΩ.

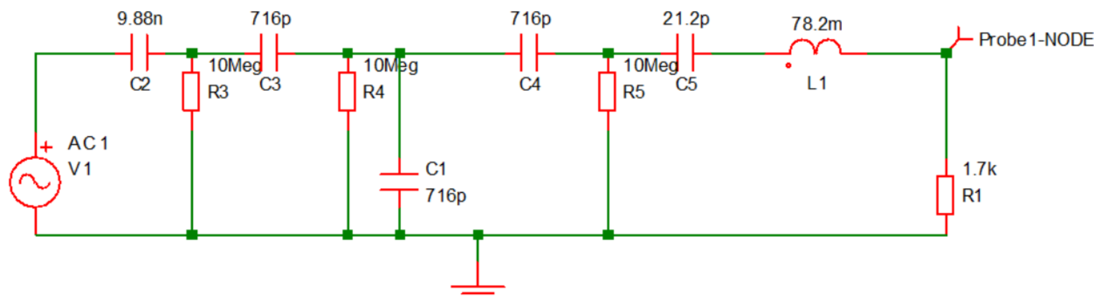
Cálculo del área

$$A = \pi\left(de^2 - di^2\right) = 41 \cdot 10^{-4}\, m^2$$

Co = 9,88 nF
L = 78,2mH
C_E = 21,2pF
C_M = 716pF



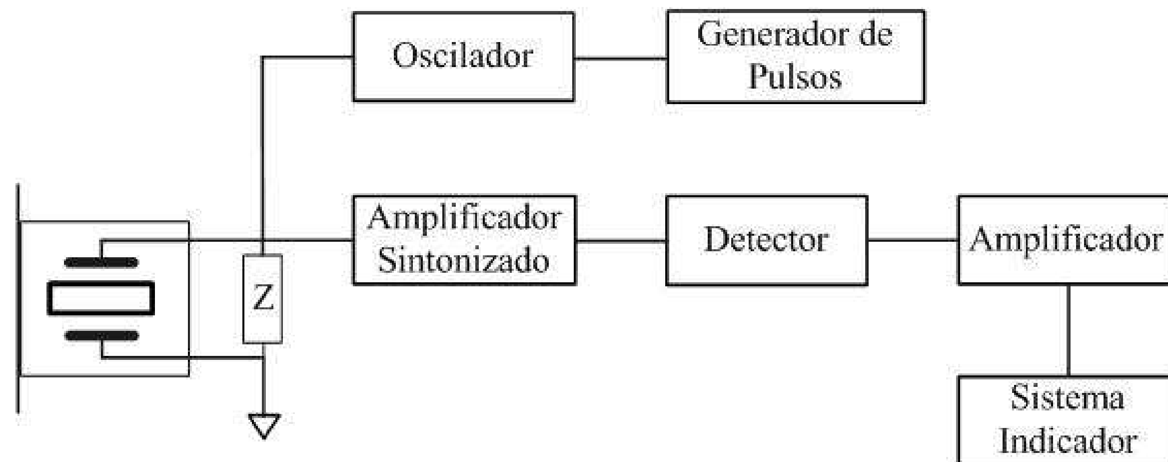
Modelo de simulación



Sonar (1)

El principio del sonar se basa en la técnica de pulso-eco. Por razones de economía se usa un solo transductor para transmitir y recibir, tal como se vio a lo largo de esta obra. A diferencia de la técnica pulso-eco conocida para aplicaciones en END, al transductor no se lo excita con un pulso angosto sino con un ciclo (o varios) de una senoide, similar a los sistemas de Doppler pulsado. El generador de pulsos controla el periodo entre los mismos y su ancho que dependerá de la aplicación específica. El receptor que es similar a los utilizados en pulso-eco, está formado por un amplificador pasa banda sintonizado a la frecuencia de trabajo del transductor, un detector de envolvente y un amplificador final necesario para llevar la amplitud de la señal detectada a los niveles necesarios para el procesamiento e indicación.

Esquema en bloques de un sistema para sonar



Sonar (2)

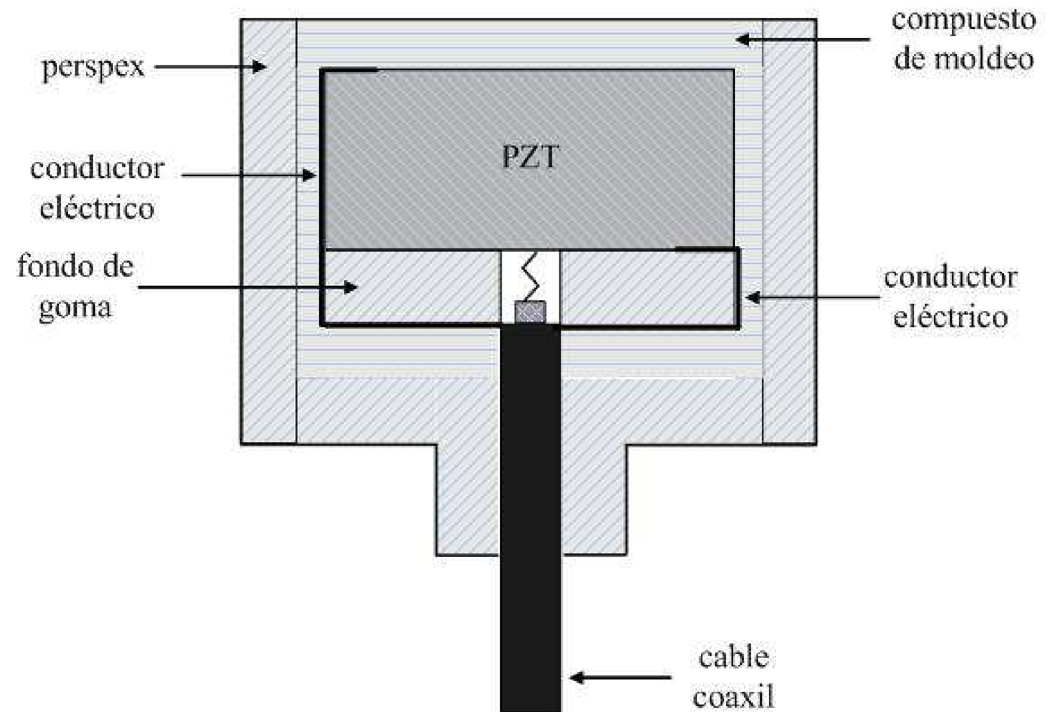
Las altas frecuencias son muy adecuadas cuando se desea enviar pulsos cortos, que son de particular interés en aguas poco profundas, debido a que tanto la distancia mínima de medición y resolución dependen de la duración del pulso de ultrasonido. Por otro lado, la absorción del sonido en el agua de mar aumenta abruptamente con la frecuencia, por lo tanto debe encontrarse el mejor compromiso entre ambas. Para un sonar con rango máximo de 100 m, la frecuencia óptima se encuentra entre 150 y 200 kHz. La distancia mínima que se puede medir es típicamente 30 cm; con una resolución de aproximadamente la mitad de esta cifra. A medida que los pulsos de ultrasonido se hacen más cortos, el bW del transductor tiende a transformarse en un transductor de banda ancha. Si esto sucede, la selectividad y la SNR se verán afectadas. El bW requerido a -3 dB es de aproximadamente 10 a 15 kHz correspondiente a un factor de calidad mecánica de Q = 15.

Los transductores de flexión o a diafragma (electrostáticos) se prefieren para aplicaciones de largo alcance operando a frecuencias inferiores a 50 kHz. La frecuencia de resonancia se rige principalmente por el espesor del disco, pero la directividad se rige por su diámetro, la variación de la amplitud de la vibración a través de su superficie y la frecuencia de trabajo.

Sonar (3)

Los transductores piezoeléctricos como los vistos a lo largo del curso con algunas modificaciones se usan para sonar

Esquema de un transductor piezoeléctrico basado en PZT



Al seleccionar el modelo de transductor, las siguientes propiedades deben ser consideradas:

- Baja absorción de sonido.
- Poder adhesivo y la elasticidad (protección contra daños mecánicos).
- Tolerancia al agua de mar y luz solar.
- Superficie lisa para reducir el crecimiento de las algas y facilitar la limpieza.

Sonar (4)

Parámetros de un transductor para sonar típico

Frecuencia de operación f_s	151 kHZ
Capacitancia del disco a 1 kHz	640 pF
Inductancia de compensación L_p	Depende de la capacitancia del disco más la del cable
Impedancia a f_s (con Lp)	1,13KΩ
bW a -6 dB (sin resistor de carga)	19º (diagrama de radiación)
bW a -6 dB (con resistor de carga) ≈	13º (diagrama de radiación)
Sensibilidad (eco a 27 cm)	0,07
PW mínima del pulso de excitación	80µs ~ 12 cm

Tabla 11.6. Parámetros de transductores para sonar Murata

Ejemplo de transductores comerciales para sonar (Firma Murata)

Sensor	Frecuencia (resonancia) (kHz	Capacitancia (pF)	Impedancia (resonancia) (Ω)	Directividad (grados)	Potencia de entrada (W)
UT200BA8	200	1700	310 – 590	22	50
UT200LF8	200	2700	230 – 430	12	200

Referencias

Gallego Juarez, J. A. Power Ultrasonics. Aplications and High-Intinsity Ultrasound. 1st Edition, Editor(s): Gallego-Juárez & Graff, 2015.

Kinsler, L. Fundamentos de Acústica. Editorial Limusa, 1995.

SImetrix. Versatil Circuit Simulation. http://www.simetrix.co.uk/site/index.html

Ballato, A. Equivalent Circuits for Resonantors and Transducers Driven Piezoelectrically. Research and Development Technical Report. SLCET-TR-90-12. Us Army Laboratory Command, 1990.

Veca, A., Accolti, E. Ultrasonido para Ingenieros y Estudiantes de Ingeniería. Capi***tulo XI.*** http://dea.unsj.edu.ar/ultrasonido